Aus der Abteilung für Strahlenphysik
Direktor: Professor Dr. G. Breitling
des Medizinischen Strahleninstitutes der Universität Tübingen

Untersuchungen zur Homogenität ausgedehnter Elektronenfelder

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
HELLMUT MARTENS
aus Wismar/Mecklenburg

1981

Aus der Abteilung für Strahlenphysik
Direktor: Professor Dr. G. Breitling
des Medizinischen Strahleninstitutes der Universität Tübingen

Untersuchungen zur Homogenität ausgedehnter Elektronenfelder

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
HELLMUT MARTENS
aus Wismar/Mecklenburg

1981

Dekan: Professor Dr. K. Voigt
1. Berichterstatter: Professor Dr. G. Breitling
2. Berichterstatter: Professor Dr. A. C. Voß

Druck: Zeeb-Druck, Tübingen 7 (Hagelloch)

Für
Angela

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548903_0020

Inhaltsverzeichnis Seite

1. Einleitung.....1

2. Problemstellung, Definitionen und physikalische Voraussetzungen.....2

3. Ganzkörperbestrahlungen.....5

3.1. Prinzipielle Möglichkeiten.....5
3.2. Bestrahlungen unter kleinem Fokus- Haut-Abstand.....6
3.2.1. Serienbestrahlung mehrerer Stehfelder.....6
3.2.2. Bewegungsbestrahlungen.....7
3.3. Bestrahlungen unter großen Fokus- Haut-Abständen.....9
3.3.1. Zwei- Felder- Bestrahlungen.....12
3.3.2. Bewegungsbestrahlungen.....15
3.3.3. Tiefendosisverlauf und Dosisleistung.....22
3.3.4. Lagerung des Patienten und Querprofil.....24
3.4. Diskussion.....26

4. Bewegungsbestrahlung großer, stark gekrümmter Elektronenfelder.....27

4.1. Problemstellung.....27
4.2. Versuchsaufbau.....29
4.3. Meßergebnisse und rechnerische Bestimmung der Oberflächendosis.....30
4.3.1. Meßergebnisse.....30
4.3.2. Rechnerische Bestimmung der Oberflächendosis.....34

4.4. Rechnerische Bestimmung der Inhomogenitäten und Vergleich mit dem Experiment.....37
4.5. Kompensation der Inhomogenitäten und Erprobung am Ovalphantom.....40
4.6. Energiebestimmung der Elektronenstrahlung...47
4.7. Diskussion.....48

5. Zusammenfassung.....50

6. Literaturverzeichnis.....51

Anhang.....52

1. Einleitung

Die Computertomographie, der Radioisotopen- Scanner, aber auch die enorm gewachsenen Kenntnisse auf dem Gebiet der Histopathologie in der Tumordiagnostik haben die Möglichkeiten, Lage und Ausdehnung eines Herdes festzulegen, entscheidend verbessert. Der Nutzen einer verbesserten Diagnose kann aber nur dann an den Patienten weitergegeben werden, wenn diese Fortschritte zu therapeutischen Konsequenzen führen. Dies erfordert in der Strahlentherapie nicht nur eine differenzierte Indikationsstellung, sondern auch als deren Voraussetzung die Entwicklung und Bereitstellung geeigneter Bestrahlungsverfahren. So stellt die Behandlung oberflächennaher, maligner Prozesse zwar prinzipiell kein Problem dar- hier werden seit langem hochenergetische Elektronen im Energiebereich von wenigen MeV erfolgreich angewandt. Durch ihre begrenzte Reichweite im Gewebe sind sie für die Strahlenbehandlung der Cutis und Subcutis geradezu praedestiniert. Werden jedoch die benötigten Felder sehr groß, wirken sich störende Effekte so stark aus, daß eine gleichmäßige Dosis nur noch schwer zu erreichen ist. Die gleichmäßige Dosis oder exakter die Homogenität über den gesamten Bestrahlungsbereich ist aber Voraussetzung für eine kalkulierbare Strahlenapplikation. In diesem Sinne stellen Bewegungsbestrahlungen durch die fehlende Rotationssymmetrie und Ganzkörperbestrahlungen durch die enorm große Feldausdehnung den Strahlentherapeuten vor besondere Probleme. Die vorliegende Arbeit soll hier denkbare Lösungsmöglichkeiten aufzeigen und mit Hilfe experimenteller Daten und theoretischer Überlegungen ihre Brauchbarkeit für die Praxis erörtern.

2. Problemstellung, Definitionen und physikalische Voraussetzungen.

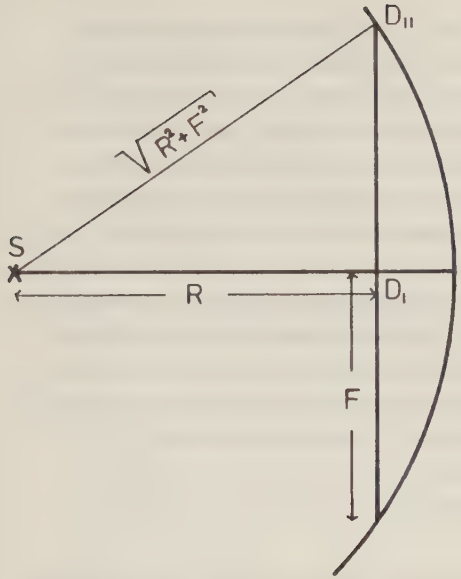
Die primär in einem dünnen Strahl gebündelten Elektronen moderner Beschleuniger werden beim Passieren einer Streufolie aus geeignetem Material (Gold, Blei) und passender Dicke statistisch in verschiedene Richtungen so abgelenkt, daß die Zahl der Elektronen pro Raumwinkel über einen möglichst großen Bereich konstant ist. Durch Elektronen absorbierende Blenden werden dann die für die Bestrahlung benötigten Feldgrößen geschaffen. Die Dosis D , die die Wechselwirkungen von ionisierender Strahlung mit der Materie größenmäßig erfaßt, ist diesem Quotienten aus Elektronenzahl und Raumwinkel direkt proportional. Konstruiert man nun eine Kugel um die Streufolie als Streuzentrum, so ist die Dosis auf der Oberfläche der Kugel nur noch von ihrem Radius abhängig, wenn man die Elektronenenergie und weitere Effekte geringerer Bedeutung vernachlässigt. Das ist der Inhalt des hier gültigen Abstandsquadratgesetzes:

$$D_R \sim 1/R^2$$

D_R = Dosis im Abstand R

R = Abstand Streuzentrum - Meßpunkt

Aus dieser Proportionalität folgt unmittelbar, daß eine konstante Dosis nur auf der Oberfläche einer Kugel um den Emissionspunkt der Strahlung erreicht werden kann. In der Strahlentherapie ist eine derartige Symmetrie sicher nicht gegeben. Bei kleinen Feldern und relativ großen Radien- in der Klinik werden sie als Fokus- Haut- Abstand (FHA) bezeichnet- spielen diese Abweichungen eine geringe Rolle. Mit wachsender Feldgröße gewinnt aber der Einfluß des Abstandsquadratgesetzes auf die Homogenität eines ebenen Feldes immer größere Bedeutung. Die Skizze und Tabelle der Abb.(1) veranschaulichen diese Situation.



S = Streuzentrum
R = Fokus- Haut- Abstand
F = halbe Feldbreite
D' = Dosis in Feldmitte (=100%)
D'' = Dosis am Feldrand in %

F	=	R/20	R/10	R/5	R/2	R
D''(%)	=	100	99	96	80	50

Abb.1 Skizze und Tabelle zum Einfluß des Abstandsquadratgesetzes auf die Feldhomogenität bei verschiedenen FHA/F Relationen.

Ist die Feldbreite nur ein Zehntel des FHA, so ist die Dosis am Feldrand nahezu 100 % der Maximaldosis in Feldmitte- bei gleicher Größe, R=2F, beträgt sie nur noch 80% ! Für große Bestrahlungsfelder muß also der Einfluß des Abstandsquadratgesetzes berücksichtigt bzw. kompensiert werden.

Die Dosis selbst wird üblicherweise in zwei möglichen Einheiten angegeben. Entweder ist die in der Masseneinheit absorbierte Energie zu registrieren- man erhält damit die Energiedosis, deren Einheit das Rad (rd) ist, mit der Umrechnung 1 rd= 100 erg/g oder in SI- Einheiten 1 rd= $10^{-2} \cdot J \cdot kg^{-1}$ = 10^{-2} Gy - oder man nutzt die ionisierende Wirkung der Strahlung und mißt die pro Masseneinheit erzeugten Ladungspaare. Diese Ionendosis wird in Röntgen oder seit dem 1. 1. 1978 in der SI- Einheit C/kg angegeben. Ein Röntgen entspricht definitionsgemäß der Strahlungsmenge, die in einem Kilogramm Luft $2{,}58 \cdot 10^{-4}$ C positiver und negativer Ladungsträger, oder anschaulicher $1{,}61 \cdot 10^{15}$ Ladungspaare erzeugt.

Die Messung der Energiedosis ist relativ aufwendig und für den Klinikbetrieb nicht geeignet. Sie kann aber über von Material und Strahlung abhängige Faktoren aus der Ionendosis bestimmt werden, die einer einfacheren Meßmethode zugänglich ist. Der adäquate Meßfühler für die Ionendosis ist die Ionisationskammer, bei der durch die Strahlung im Kammervolumen freiwerdende Ladungsträger nach Polarität getrennt und durch ein angeschlossenes Meßgerät gesammelt, registriert und als Meßwert abgelesen werden können. Die experimentellen Untersuchungen dieser Arbeit werden mit einer Weichstrahlkammer und einer Normalkammer durchgeführt, die beide in der geschilderten Weise arbeiten und nur den verschiedenen Strahlenqualitäten durch Geometrie und Material Rechnung tragen.

3. Ganzkörperbestrahlungen

3.1. Prinzipielle Möglichkeiten

Für eine Ganzkörperbestrahlung müßte die Elektronenstreuung bei üblicher Strahlengeometrie (FHA= 1m, Patientengröße 1,70 m) über einen Winkelbereich von ca. 80° richtungsunabhängig sein, was physikalisch und technisch für akzeptable Dosisleistungen schwer oder gar nicht erreichbar ist. Aber selbst dann wäre als Folgerung aus dem Abstandsquadratgesetz an den Feldgrenzen nur eine Dosis von etwa 50% der Maximaldosis zu erwarten. Therapeutische Bestrahlungen haben unter diesen Voraussetzungen nur einen sehr beschränkten Wert, so daß nach besseren Alternativen gesucht werden muß.
Denkbar ist vor allem eine Vergrößerung des Quotienten Fokus-Haut- Abstand durch Feldbreite. Mit größerem Abstand wird die Dosisverteilung zwar homogener, die Dosisleistung verringert sich jedoch quadratisch. Das läßt die Bestrahlungsdauer in einem Maße anwachsen,die weder dem Patienten zugemutet werden kann, noch bei den meist überlasteten Bestrahlungszentren überhaupt realisierbar ist.

Als weitere Möglichkeit bietet sich das Zerlegen des großen Feldes in mehrere kleine an. Dies könnte bei geringeren Abständen und dementsprechend hohen Dosisleistungen durchgeführt werden, beeinhaltet jedoch die Gefahr unerwünschter wenn nicht gar schädlicher Dosisabweichungen an den Feldgrenzen. Bewegungsbestrahlungen verhindern solche Dosissprünge, werfen aber bei reiner Pendelung ähnliche Probleme hinsichtlich der Dosisleistung auf wie die Verwendung großer Stehfelder.

Grundlage der Entscheidung für oder gegen eine bestimmte Alternative ist neben dem Primat einer größtmöglichen Bestrahlungssicherheit die Optimierung der Feldhomogenität als Voraussetzung einer kalkulierbaren Strahlenapplikation auf der einen und die Minimierung der Bestrahlungszeiten auf der anderen Seite.

Zusammenfassend lassen sich Ganzkörperbestrahlungen auf die folgende Weise durchführen:

I. Stehfeldbestrahlungen

1. Mehrfelderbestrahlung bei üblichen FHA
2. Zweifelderbestrahlung in großem Abstand

II. Bewegungsbestrahlungen

1. Stehfeldbestrahlung b. Bewegung d.Patienten
2. Bewegung der Strahlenquelle

3.2 Bestrahlungen unter kleinem Fokus- Haut- Abstand

Ihnen allen ist gemeinsam, daß die Bestrahlungen unter hohen Dosisleistungen durchgeführt werden können und dementsprechend kleine Bestrahlungszeiten resultieren. Dieser Vorteil ist jedoch je nach Methode mit meist erheblichen Nachteilen verbunden.

3.2.1. Serienbestrahlung mehrerer Stehfelder

Die maximal erreichbaren Feldgrößen liegen unter einem FHA von einem Meter bei 30 cm x 30 cm. Für eine Ganzkörperbestrahlung werden also etwa sechs bis sieben Einzelbestrahlungen benötigt, zwischen denen der Patient umgelagert bzw. um eine Feldbreite verschoben werden muß. Die unter diesen Bestrahlungsabständen mit einem steilen Dosisabfall an den Grenzen relativ scharf definierten Felder, führen bei auch nur kleinen Verschiebungen oder Ungenauigkeiten in der Einstellung zu nicht tolerierbaren Herddosisabweichungen. Bei der recht großen Zahl aneinanderstoßender Felder wächst diese Gefahr stark an und verhindert im Interesse einer optimalen Bestrahlungssicherheit eine klinische Anwendung.

3.2.2. Bewegungsbestrahlungen

Ein gut reproduzierbarer Dosisverlauf kann durch Bewegungsbestrahlungen erzeugt werden, die zudem den Vorteil einer einmaligen Einstellung pro Ganzkörperfeld bieten. Bei alleiniger Rotation der Strahlenquelle mit einem Pendelradius von 1m werden im maximalen Abstand zwischen Elektronenstreufolie und Auflagetisch von 1,40m jedoch sehr große Pendelwinkel von 124° bis 132° benötigt, um ein Feld von 1,50m - 1,80m Länge zu erreichen. Die resultierende Dosisverteilung ist der Abb.(2) zu entnehmen, aus der auch der Einfluß des Abstandsquadratgesetzes bei dieser Geometrie ersichtlich ist. Die Dosis beträgt an den Feldgrenzen nur noch ca. 20% der Maximaldosis- eine gleichmäßige Dosisverteilung ist also bei diesem Verfahren nicht zu erreichen.

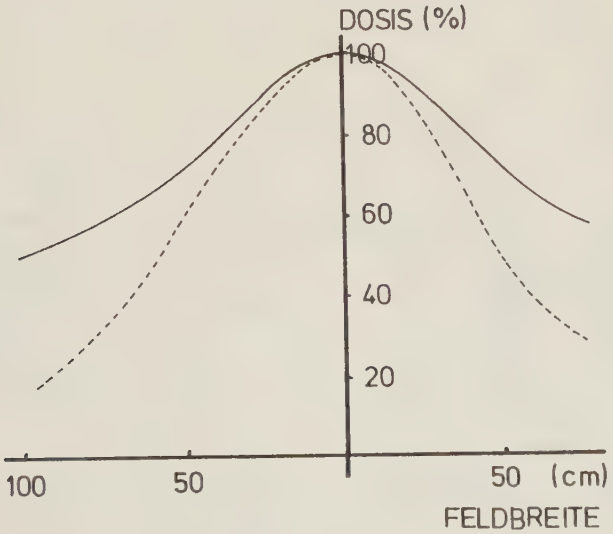


Abb.2 Feldverteilung bei Bewegung der Strahlenquelle (FHA= 1,40m) —— Berechnet nach dem Abstandsquadratgesetz, ---- Experimentell.

Die andere Möglichkeit einer Relativbewegung während der Bestrahlung ist die Verwendung eines Stehfeldes und gleichförmiges Verschieben des Lagerungstisches. Neben der hohen Dosisleistung hat dieses Verfahren den Vorteil, daß die Homogenität des Bestrahlungsfeldes nur von der konstanten Vorschubgeschwindigkeit des Patiententisches- also nur von einer mechanischen Größe- abhängt. Da die Lagerungstische üblicherweise motorgetrieben verstellt werden können, dürften auch die technischen Probleme mit geringem Aufwand lösbar sein. Eine elektronische Kopplung zwischen Beschleunigerleistung und Vorschubgeschwindigkeit würde auch dem Sicherheitgedanken Rechnung tragen. Trotz der relativ seltenen Indikation zur Ganzkörperbestrahlung wäre gerade wegen der geringen technischen Voraussetzungen auch ein nachträglicher Ausbau bestehender Beschleunigeranlagen als durchaus sinnvoll anzusehen.

3.3 Bestrahlungen unter großen Fokus- Haut- Abständen.

Die einfachste Möglichkeit, ausreichend große Bestrahlungsfelder zu schaffen, ist sicherlich die Verwendung großer FHA. Für den zur Verfügung stehenden Beschleuniger Mullard SL75/10 müßte jedoch der Abstand bei einer Feldgröße von 1,80m mindestens 6m betragen. Dafür sind weder die räumlichen Verhältnisse ausreichend, noch sind derartige Abstände einer vernünftigen Dosisleistung zuträglich. Man ist somit auch unter diesen Umständen auf Bewegungs- oder Mehrfeldbestrahlungen angewiesen.

Die räumlichen Verhältnisse sind in Abb.(3) skizziert und limitieren den maximalen Bestrahlungsabstand auf 4,60m. In dieser Entfernung konnte eine Feldgröße von 135cm x 135cm- entsprechend einem Feld von 30cm x 30cm bei einem Meter Ab-

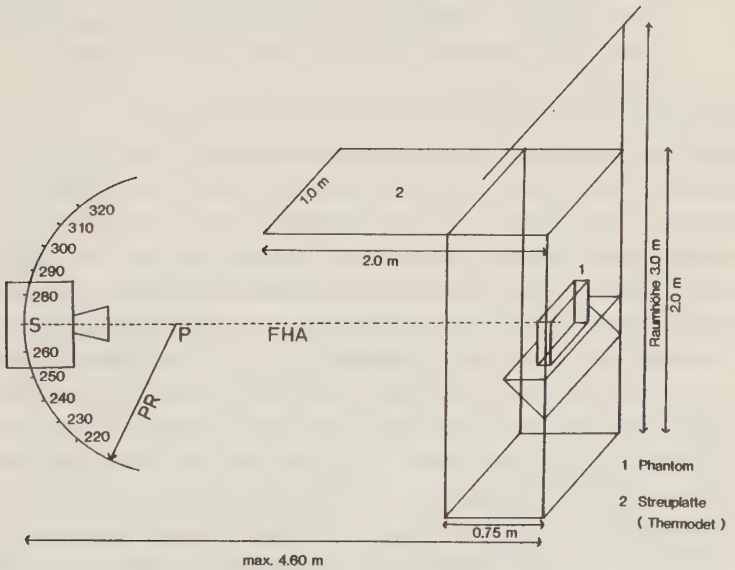


Abb.3 Versuchsanordnung und räumliche Verhältnisse für Ganzkörperbestrahlungen unter großen Bestrahlungsabständen. S= Streuzentrum, P= Pendelzentrum, PR= Pendelradius mit Gradeinteilung in der Vertikalen auf dem Pendelkreis.

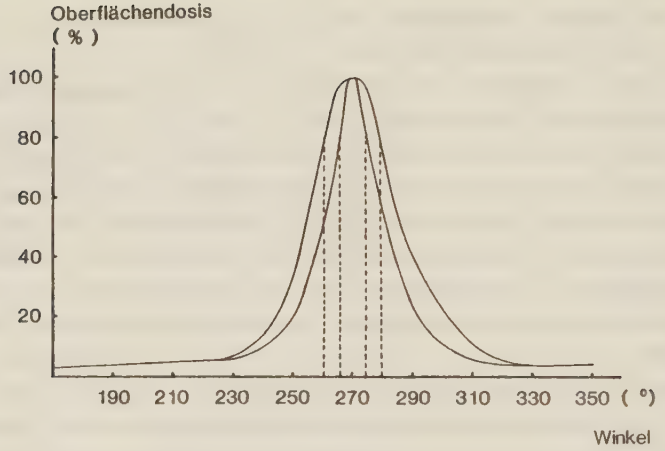


Abb.4 Querprofil der Felder von 30cm x 30cm bzw. 30cm x 5cm (FHA= 1m) in einem Abstand von 4,60m. Die gestrichelten Vertikalen markieren jeweils die 80%- Isodose. Elektronenenergie= 6 MeV.

stand und maximaler Blendengröße erreicht werden. Die Dosisverteilung senkrecht zur Nutzstrahlenachse- das sogenannte Querprofil- ist in Abb.(4) aufgetragen. Die schmalere Kurve zeigt das Querprofil des bis auf 30cm x 5cm (bei 1m Abstand) ausgeblendeten Feldes. Die gestrichelten Senkrechten entsprechen jeweils den Grenzen des Lichtvisiers, das die 80% Isodose als die für die Einstellung des Bestrahlungsfeldes relevante Größe markiert. Auffällig ist in der Abb.(4) besonders die breite Basis der Dosisverteilungen. Schon für die 50%- Isodose resultieren Feldgrößen von 140cm x 220cm bzw. 220cm x 220cm bei maximalem Feld. Sie weisen auf quantitativ bedeutsame Streuphänomene bei der relativ geringen Elektronenenergie hin, die im Hinblick auf die Anwendung zur Oberflächentherapie für die Messungen ausgewählt wurde. Die Gradeinteilung der Abszisse entspricht den Winkelgraden am Beschleuniger (s.Abb.(3))- es entsprechen 270° einer horizontalen Strahlungsrichtung auf die Bunkerwand zu in einer Höhe über dem Boden von 1,16m. Der Übergang zu absoluten Abstandsangaben kann zur Orientierung mit hinreichender Genauigkeit über den Faktor 63,5cm/10° vorgenommen werden.

Die Abb.(5) belegt, daß bei der großen Entfernung von 4,60m bei dem betrachteten Feld von 1,80m Ausdehnung nur Abweichungen in Höhe von 7% am unteren und 3% am oberen Rand auf das Abstandsquadratgesetz zurückgeführt werden können. Eine Korrektur derartiger Inhomogenitäten allein wäre weder problematisch, noch dürfte sich in vielen Fällen ein Ausgleich als notwendig erweisen. Die Messungen zeigen jedoch, daß das richtungsabhängige Streuvermögen der Streufolie im Streuzentrum und die folgende Aufstreuung des Elektronenbündels in der Luft (s.auch Abb.(4)) weitere Inhomogenitäten verursachen, die in der Bestrahlungsplanung nicht unberücksichtigt bleiben können.

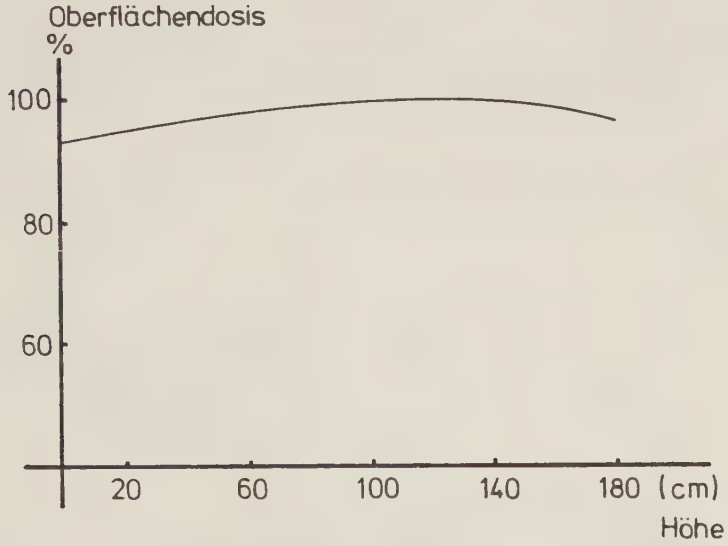


Abb.5 Nach dem Abstandsquadratgesetz berechnetes Querprofil in der Pendelebene in 4,60m Abstand. Isozentrum in 1,16m Höhe über dem Fußboden.

3.3.1. Zwei- Felder- Stehfeldbestrahlungen

Die Kombination zweier Stehfelder zur Erzeugung eines Ganzkörperfeldes wurde schon 1960 von Karzmark (1) untersucht. Die von ihm angegebene Methode ist inzwischen von Page (2), Edelstein (3) und Szur (4) aufgegriffen, modifiziert und verbessert worden. Der Grundgedanke ist jedoch unverändert geblieben. Zwei Stehfelder werden in der aus Abb.(6) erkennbaren Weise so unter einem Winkel von 15^{o}- 20^{o} oberhalb und unterhalb zur Horizontalen erzeugt, daß die Dosis über einen weiten Bereich innerhalb und zwischen diesen Feldern ausreichend konstant gehalten werden kann.

Für das beschriebene Feld von 135cm x 135cm wurde ein Bestrahlungswinkel von $\pm 15^{o}$ entsprechend einer Höhe des Auftreffpunktes des Zentralstrahls an der Bunkerwand von 17cm bzw. 210cm gewählt. Die Dosisverteilungen der Einzelfelder (Abb.(7)) summieren sich rechnerisch zu dem verlangten homo-

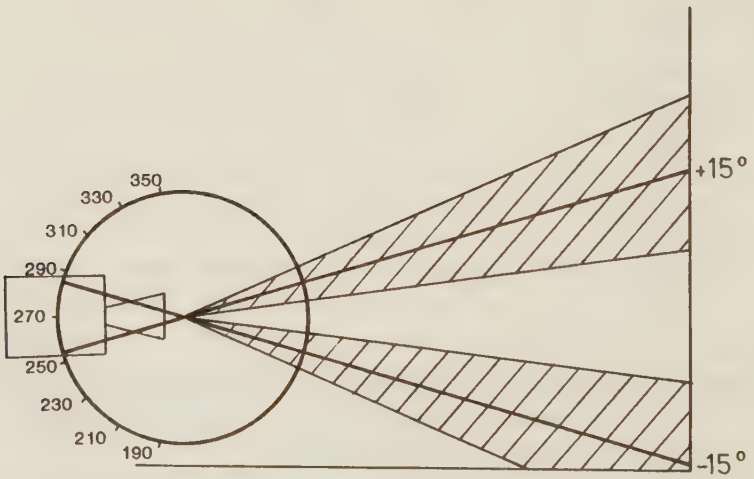


Abb.6 Anordnung zweier sich überlagernder Stehfelder zur Erzeugung eines Ganzkörperfeldes ausreichender Größe.

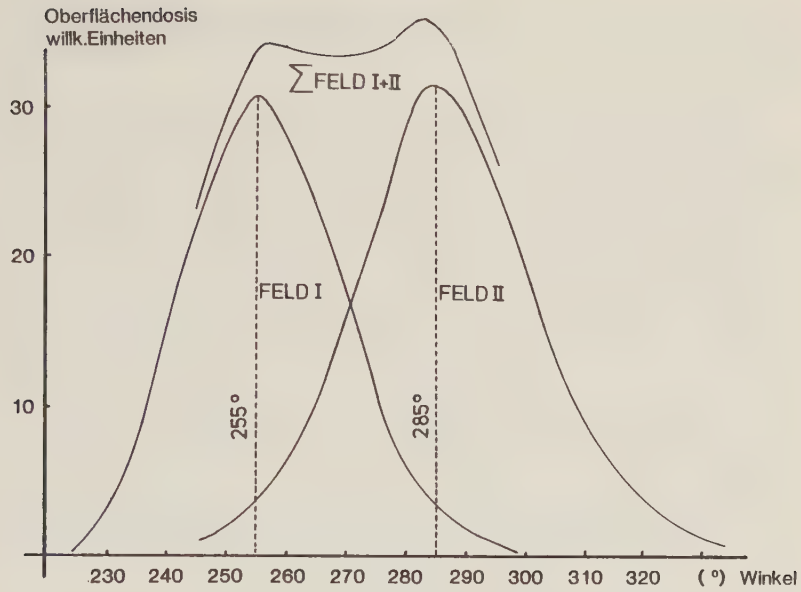


Abb.7 Rechnerische Summation zweier Stehfelder. Die Zentralstrahlrichtung ist auf den gestrichelten Senkrechten notiert.

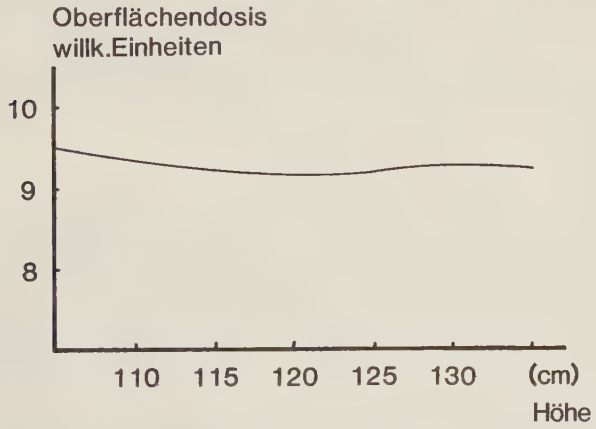


Abb.8 Dosisverlauf eines durch zwei Stehfelder erzeugten Ganzkörperfeldes.

genen Verlauf bis auf eine Dosisüberhöhung zwischen 275° und 285°, die auf Rückstreuelektronen vom Fußboden zurückgeführt werden könnte.

Für den Rumpfbereich eines Alderson- Phantoms, das im Winkelbereich zwischen 265° und 275° plaziert wurde, ergaben die Messungen mit der Weichstrahlkammer den Dosisverlauf der Abb.(8). Eine filmdosimetrische Vergleichsmessung über einen Bereich von 1,5m symmetrisch zum Isozentrum in 1,16m Höhe brachte als qualitativ gleiches Ergebnis eine bemerkenswert homogene Dosisverteilung, die der Abb.(9) zu entnehmen ist.

Stellt man den Patienten auf ein 50cm hohes Tischchen und benutzt somit für eine Bestrahlung nur den Bereich zwischen 250° und 280° entsprechend einer Patientengröße von etwa 1,7m, so betragen die Dosisabweichungen nicht mehr als ± 7%.

Die Zwei- Felder- Bestrahlung liefert somit unter den geschilderten Bedingungen einen für die therapeutische Anwendung völlig ausreichenden Dosisverlauf.

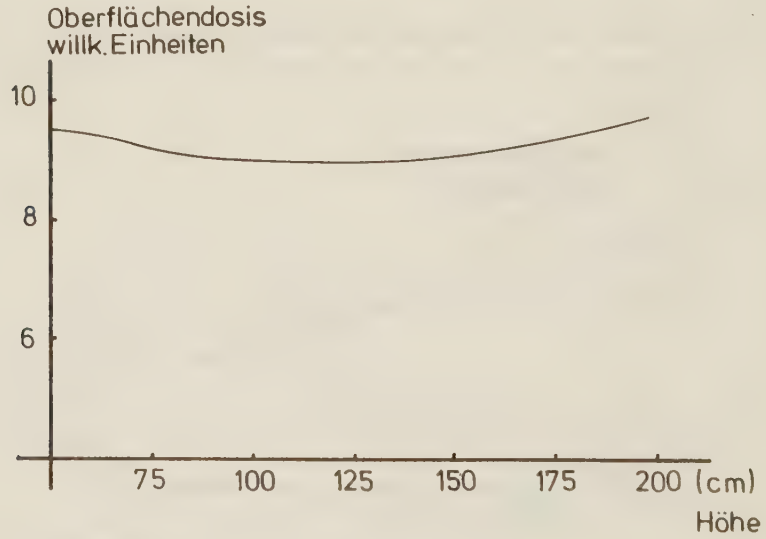


Abb.9 Filmdosimetrisch ermittelter Dosisverlauf zweier sich überlagernder Stehfelder. Symmetriepunkt 1,16m über dem Fußboden.

3.3.2. Bewegungsbestrahlungen

Der Versuchsaufbau für die Bewegungsbestrahlungen war dem der Abb.(6) analog. Zur Vorbereitung waren die Anteile der Strahlung aus allen Raumwinkeln zur Gesamtdosis festzustellen. Dazu wurden die Elektronen bis auf ein Feld von 30cm x 5cm bei einem Meter Abstand (s.Abb.(4)) ausgeblendet und in Schritten von 10° zwischen 230° und 360° in den Raum emittiert. Eine Normalkammer registrierte die Dosis an den fünf verschiedenen Punkten der Tabelle (1).

Eine homogene Strahlungsverteilung, so zeigt Abb.(10), ist nur für eine Bewegungsbestrahlung zwischen 230° und 320° oder für noch größere Winkelbereiche zu erwarten. Um diese Winkel zu verifizieren, wurde eine Kontrollmessung durchgeführt. Bei konstanter Dosisleistung des Beschleunigers wurde die Winkelgeschwindigkeit des Strahlerkopfes so variiert, daß die insgesamt pro Bestrahlung emittierte Elektronenmenge trotz verschiedener Winkelbereiche unverändert blieb. Dies wurde mit einer Ionisationskammer im Strahlerkopf überwacht. Wie Abb.(11) für ausgesuchte Bestrahlungswinkel belegt, wird die Dosisverteilung wie erwartet umso inhomogener, je kleiner der Pendelwinkel gewählt wird. Allerdings steigt die Felddosis in gleichem Maße an. Um diese wünschenswerte Steigerung der Dosis noch zu erhöhen, wurde der Versuch mit dem großen Feld (30cm x 30cm) wiederholt und dadurch eine 7-fache Stei-

Tabelle 1 Meßpunkte zur Bestimmung der Feldhomogenität bei Bewegungsbestrahlungen.

Meßpunkte:	Boden	Knie	Abdomen	Schulter	Kopf
Höhe über: Fußboden	10cm	50cm	110cm	150cm	175cm

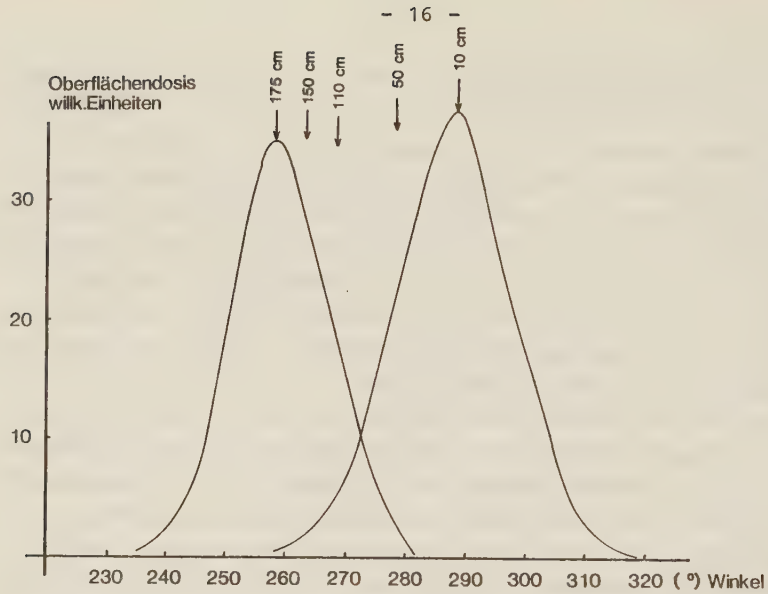


Abb.10 Dosisanteile aus den verschiedenen Raumwinkeln zur Gesamtdosis. Die Pfeilspitzen markieren die Maxima der qualitativ gleichartigen Verteilungen für die Meßpunkte a.d. Bunkerwand (Feldgröße 30cm x 5cm b.FHA=1m).

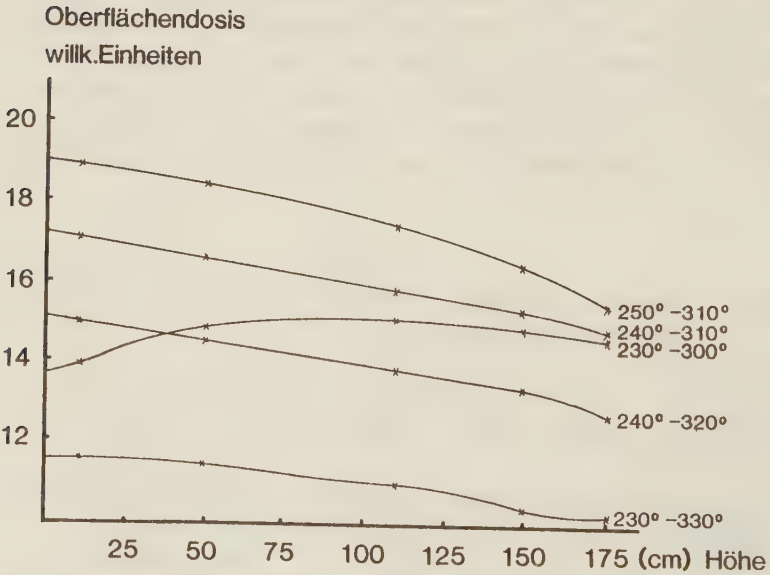


Abb.11 Querprofil eines Ganzkörperfeldes in Abhängigkeit der Pendelwinkelgrenzen bei konstanter Gesamtdosis (Feldgröße 30cm x 5cm bei FHA= 1m).

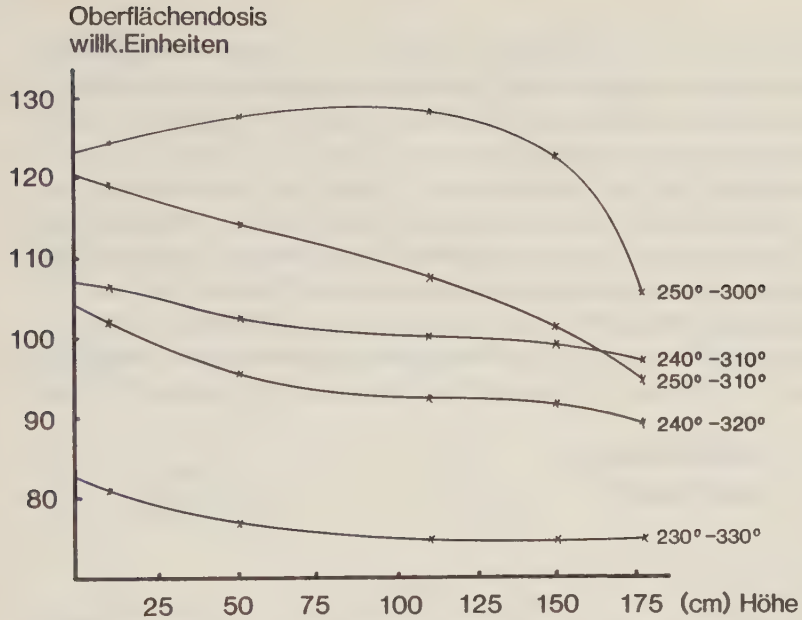


Abb.12 Querprofil eines Ganzkörperfeldes in Abhängigkeit der Pendelwinkelgrenzen bei konstanter Gesamtdosis (Feldgröße 30cm x 30cm bei FHA= 1m).

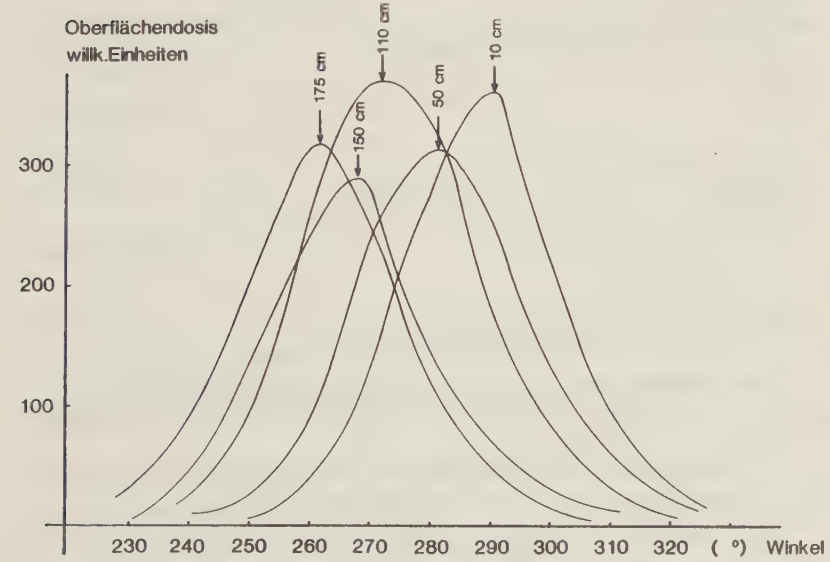


Abb.13 Dosisanteile aus den verschiedenen Raumwinkeln zur Gesamtdosis für die Meßpunkte an der Bunkerwand (Feldgröße 30cm x 30cm bei FHA= 1m).

gerung der Dosis erreicht (Abb.(12)). Auf die Inhomogenitäten in Abhängigkeit der Bestrahlungswinkelgrenzen hatte diese Feldvergrößerung nur eine erstaunlich geringe Auswirkung (Abb.(12) und Abb.(13)).

Ausgehend von der Beobachtung (Abb.(12)), daß die Dosis im Bereich unterhalb 50cm Höhe merklich gegen den Fußboden ansteigt, und der Vermutung, daß dies im wesentlichen auf Rückstreuelektronen vom Bunkerboden zurückzuführen ist, wurde versucht, durch geeignete Streumaterialien diese Dosisabweichungen auszugleichen. Ein Gestell aus Dexion- Material nach der Skizze in der Abb.(3) ermöglichte, seitlich und am

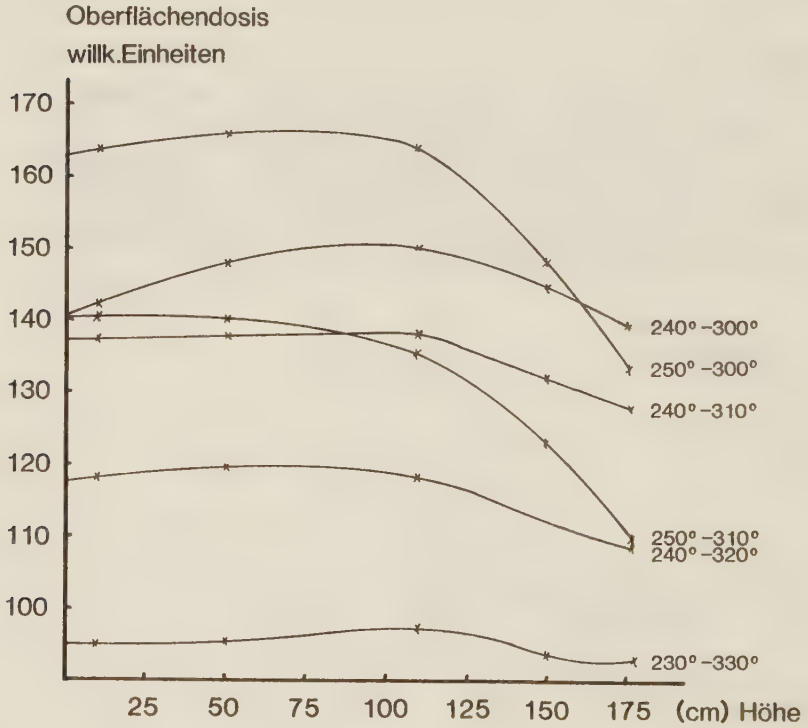


Abb.14 Querprofil einer Ganzkörper- Bewegungsbestrahlung für verschiedene Pendelwinkelgrenzen. Versuchsaufbau wie in Abb.(3), jedoch ohne Thermodet- Streumaterial.

oberen Rand des Ganzkörperfeldes, Streumaterial so anzubringen, daß auch der obere Teil des Bestrahlungsfeldes von Streuelektronen getroffen wurde. Ein in der Höhe verstellbares Tischchen diente zur Einstellung der Ionisationskammer und des den Patienten simulierenden Phantoms.

Zum Vergleich wurden die Messungen mit maximalem Feld und Gestell, jedoch ohne zusätzliches Streumaterial wiederholt.Abb.(14) zeigt ein der Abb.(12) qualitativ gleiches Ergebnis- die höhere Dosis ist vor allem auf den um 20cm auf 4,40m verringerten Abstand der neuen Meßpunkte vom Streuzentrum und auf Streuelektronen vom Dexion- Material zurückzuführen.

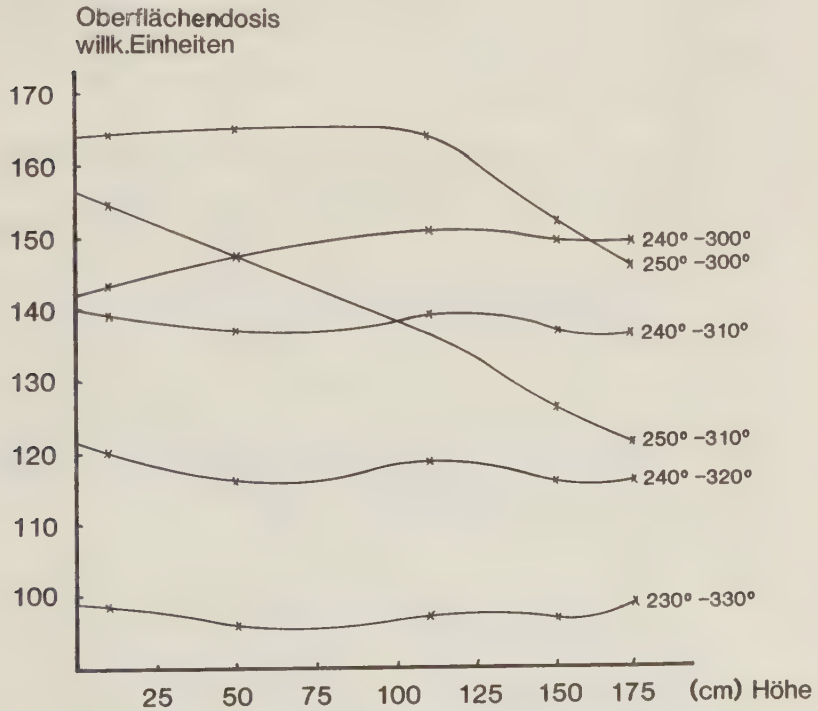


Abb.15 Querprofil einer Ganzkörperbewegungsbestrahlung für verschiedene Pendelwinkelgrenzen. Versuchsaufbau wie in Abb.(3). Streumaterial 0.9m x 2,0m Thermodet.

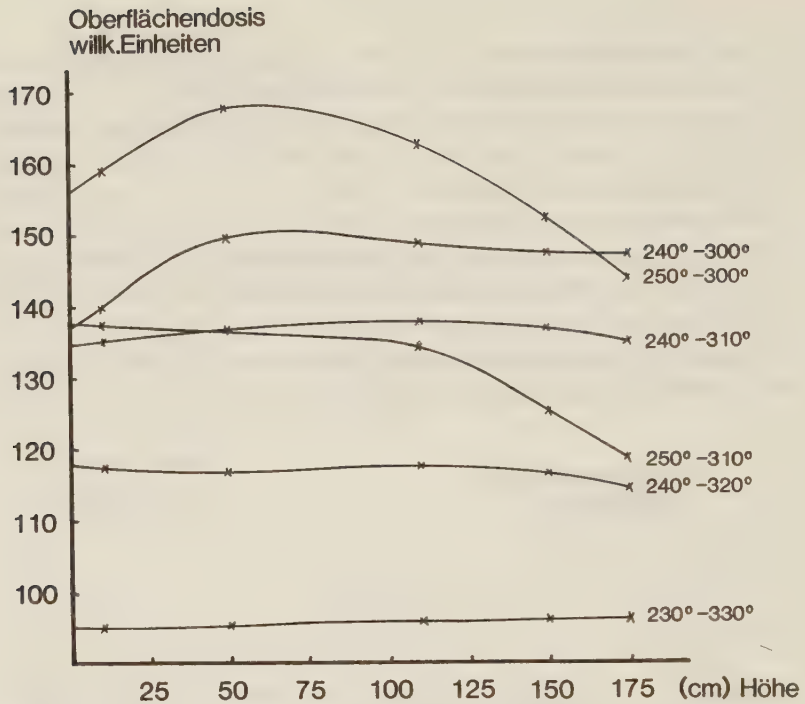


Abb.16 Querprofil einer Ganzkörperbewegungsbestrahlung für verschiedene Pendelwinkelgrenzen. Versuchsaufbau wie in Abb.(3). Streumaterial 0,9m x 1,6m Thermodet.

Tabelle 2 Praktische Reichweite der Elektronen in Thermodet und Aluminium- zugeordnet die aus ihr rechnerisch ermittelte Elektronenenergie.

Meßpunkthöhe über dem Fußboden	50 cm	110 cm
Aluminium	9,2 mm	9,7 mm
Thermodet	2,3 cm	2,4 cm
Elektronenenergie	4,9 MeV	5,1 MeV

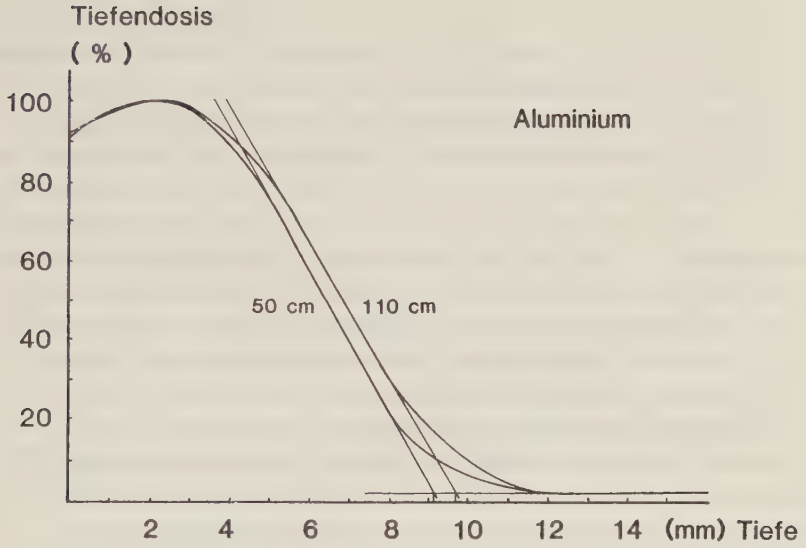


Abb.17 Tiefendosisverlauf der hochenergetischen Elektronen in Aluminium an zwei Meßpunkten. Der Schnittpunkt von je zwei Geraden legt die praktische Reichweite fest.

Eine gezielte Erhöhung der Streuelektronen wurde nun durch das Anbringen einer ein Zentimeter dicken Thermodetschicht in zwei Meter Höhe auf dem Gestell nach der Skizze in Abb.(3) versucht. Die Breite dieser Platte war mit 90cm der Gestellbreite nahezu gleich, die Länge war in Schritten von 40cm zu variieren. Für die maximale Größe von 0,9m x 2,0m zeigt die Abb.(15) einen Rückgang der Dosisschwankungen auf etwa die Hälfte- das beste Ergebnis lieferte eine Thermodetplatte von 1,6m Länge, die die Schwankungen der Oberflächendosis auf 3% bei drei verschiedenen Winkelbereichen ($230^{\circ}/330^{\circ}$, $240^{\circ}/320^{\circ}$, $240^{\circ}/310^{\circ}$) senken konnte (Abb.(16)).

Es bleibt noch festzustellen, inwieweit die Energieverteilung der Elektronen sich durch den Streuzusatz ändert. Dazu wurden Reichweitemessungen in Aluminium in 50cm und 110cm Höhe- den Orten maximalen bzw. minimalen Streuzusatzes- miteinander verglichen. Diese Reichweitemessungen (Abb.(17)) wurden nach Markus (5) ausgewertet (Tabelle (2)).

Die mit dieser Meßmethode erfaßbare Schwerpunktsenergie ist bei 50cm Höhe durch die gestreuten Elektronen um ca.200 keV zu niederer Energie verschoben. Aus der Tabelle (2) ist abzulesen, daß dieser Energiedifferenz eine um einen Millimeter geringere Eindringtiefe in Thermodet und damit auch im menschlichen Gewebe entspricht. Derartige Unterschiede haben jedoch unter klinisch- therapeutischem Aspekt keine Konsequenz, so daß von einer gleichartigen Energieverteilung über den ganzen Feldbereich ausgegangen werden kann.

Die Abweichungen von der Sollenergie des Beschleunigers von 6 MeV und der gemessenen Energie von durchschnittlich 5 MeV werden durch den Energieverlust in der Luft erklärt. Er beträgt als Ergebnis der Messungen 230 keV/m Luft.

Zusammenfassend läßt das Experiment den Schluß zu, daß auch mit Bewegungsbestrahlungen ein ausreichend homogener Dosisverlauf großer Felder zu erreichen, und zusätzlich durch geeignete Anordnung von Streumaterialien am Feldrand die Dosisverteilung in einer Größenordnung von 10% beeinflußbar ist.

3.3.3. Tiefendosisverlauf und Dosisleistung.

Die Eignung von 6 MeV- Elektronen zur Oberflächentherapie ist naturgemäß am besten aus dem Tiefendosisverlauf in gewebeäquivalentem Material wie z.B. Thermodet zu erkennen. Abb.(18) zeigt diesen für die auf durchschnittlich 5 MeV in Luft bei einem Bestrahlungsabstand von 4,40m abgebremsten Elektronen. Die praktische Reichweite kann aus dem Dosisverlauf zu 2,35cm, die 80%-Isodose zu 1,5cm im Mittel bestimmt werden. Der Tiefendosisverlauf kann aber auf einfache Weise weiter an die Oberfläche verlagert werden, indem vor dem Patienten eine Plexiglasscheibe entsprechender Dicke aufgestellt wird. Die Dicke der Scheibe ist dann von den Werten für Reichweite und 80%- Isodose zu subtrahieren. Mit diesem Vorgehen ist es möglich, auch bei den benutzten

hochenergetischen Elektronen die Strahlenbelastung an der Oberfläche maximal zu bekommen. Ein weiteres Vorschalten von Plexiglas z.B. zur Schonung tieferliegender Schichten, ist im Normalfall weniger sinnvoll, da relativ zur Dosis der Hautoberfläche der Einfluß des Röntgenstrahlenuntergrundes anwächst, der für die Ganzkörperbelastung der Oberflächentherapie wesentlich ist.

Das schwerwiegendste Problem aller Bestrahlungen unter hohem Abstand ist jedoch die geringe Dosisleistung. Für die Zwei- Felder- und die Bewegungsbestrahlung ergab eine Abschätzung Dosisleistungen an der Patientenoberfläche von 3R- 4R/min.. Legt man z.B. bei der Behandlung der Mykosis fungoides die von Hoppe (6) angegebene Gesamtdosis von 800R-3600R zugrunde, so resultieren Bestrahlungszeiten von 4- 15 Stunden.

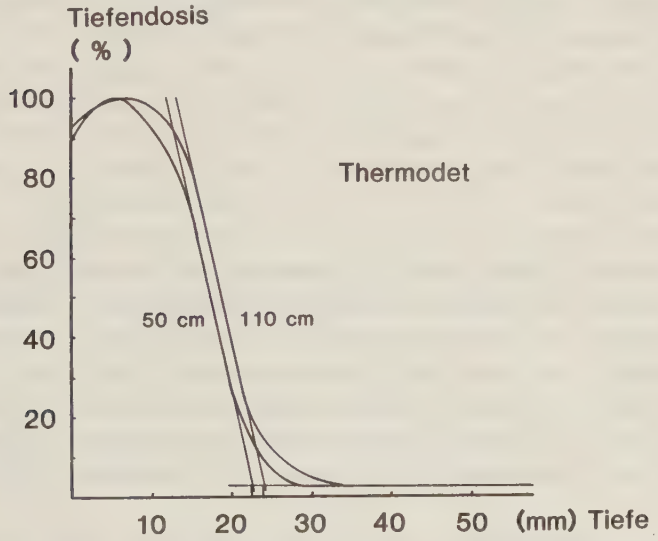


Abb.18 Tiefendosisverlauf von 6 MeV- Elektronen unter 4,60m Bestrahlungsabstand in gewebeäquivalentem Material. Die markierte praktische Reichweite variiert mit der Höhe des Meßpunktes über dem Fußboden.

3.3.4. Lagerung des Patienten und Querprofil.

Besondere Beachtung bei der Ganzkörperbestrahlung verdient die Lagerung des Patienten. In der überwiegenden Zahl der Fälle ist eine gleiche Bestrahlung aller Körperpartien notwendig, so daß nur eine Kombination mehrerer Felder zum Ziel führt, zwischen denen der Patient umgelagert werden muß. Bei Späth (7) wird die Körperoberfläche durch mehrere zirkuläre Felder erfaßt, für die analog zu den Stehfeldbestrahlungen in Absatz 3.2.1. die Gefahr unerwünschter Dosisabweichungen besteht. Im allgemeinen hat sich daher ein von Page (2) angegebenes Verfahren durchgesetzt, das 1979 auch von Sewchard (8) aufgegriffen wurde. Dabei wird der Patient aufrecht stehend am ersten Behandlungstag unter drei um 120° differierenden Winkeln bestrahlt- am zweiten Tag um jeweils 60° gedreht, so daß insgesamt eine Bestrahlung aus sechs um 60° differierenden Richtungen resultiert (Abb.(19)).

Eigene Messungen ergaben dazu, daß jedes von drei benachbarten Feldern etwa den gleichen Betrag zur Gesamtdosis beisteuert. Pro Feld muß also ein Drittel der Gesamtdosis appliziert werden. Ein Bestrahlungszyklus ist somit nach zwei Tagen vollendet.

Dosisabweichungen bis zu 10% lassen sich auch im horizontalen Querprofil durch seitliche Montage von Streumaterial ausgleichen. Die Wirkung dieser Streuplatten hängt stark mit ihrem Winkel zur Strahlungsachse zusammen. Beispielsweise sei die Wirkung zweier ein Zentimeter dicker Thermodetplatten an beiden Seiten des Bestrahlungsfeldes mit einem Winkel von 20° zur Strahlungsachse auf die horizontale Dosisverteilung eines Stehfeldes in Abb.(20) illustriert.

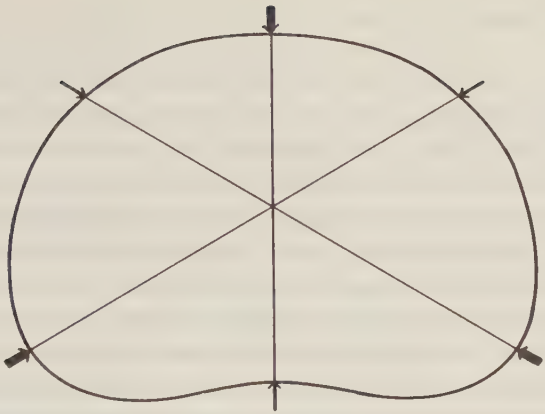


Abb.19 Skizze zur Auswahl der Bestrahlungs-Richtungen. Breite Pfeile: 1.Tag, Dünne Pfeile: 2.Tag.

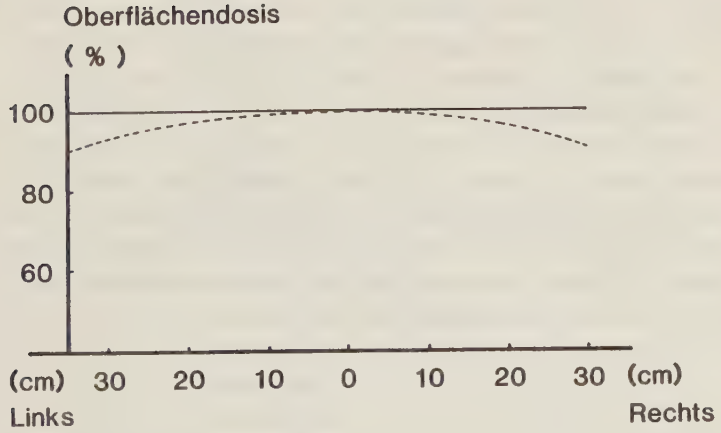


Abb.20 Horizontales Querprofil. Gestrichelt: Ohne Streumaterialien, ausgezogen: 1cm Thermodet an den Seiten des Feldes- Winkel zur Strahlungsachse 20°.

3.4 Diskussion.

Die behandelten Alternativen zur Ganzkörperbestrahlung zeigen, daß unter großem Abstand ausgedehnte Felder ausreichend guter Homogenität ohne besondere apparative oder technische Vorraussetzungen erreichbar sind. Dabei ist die Entscheidung zur Zwei- Felder- oder Bewegungsbestrahlung als zweitrangig einzuschätzen, weil beide Möglichkeiten keine klinisch relevanten Unterschiede erbrachten. Die Problematik einer Strahlentherapie unter hohen Fokus- Haut-Abständen liegt eher darin, die auf Grund der geringen Dosisleistungen langen Bestrahlungszeiten zu reduzieren. Dies ist weniger ein technisches Problem- moderne Beschleuniger erreichen die notwendigen Elektronenströme ohne weiteres- als eine Einschränkung durch die Bestimmungen der Richtlinie "Strahlenschutz in der Medizin" vom November 1979, die zur Verringerung des Gefährdungspotentials im Hinblick auf eine mögliche Schädigung des Patienten z.B. bei Störfällen die erlaubten Dosisleistungen begrenzt.

Kurze Bestrahlungszeiten sind unter den gültigen gesetzlichen Bestimmungen zu erreichen, indem der Patient nach der in Absatz 3.2.2 beschriebenen Methode bei kleinen Fokus-Haut- Abständen durch ein Feld hindurchbewegt wird. Hier sind die noch zu lösenden Aufgaben weniger prinzipieller als technischer Natur.

Die physikalischen Probleme, so lassen zusammenfassend die Untersuchungen den Schluß zu, sind gelöst oder erscheinen mit geringen Mitteln lösbar. Die noch verbliebenen Unzulänlichkeiten dieser Behandlungsmethode liegen außerhalb der Verantwortung und Möglichkeiten des mit der Bestrahlungsplanung befaßten Physikers oder Mediziners.

4. Bewegungsbestrahlungen großer, stark gekrümmter Elektronenfelder.

4.1. Problemstellung

Während die Dosisverteilung großer Elektronenfelder bei Stehfeldbestrahlung unter Fokus- Haut-Abständen, die gegenüber der Feldbreite nicht mehr hinreichend groß sind, im wesentlichen durch das Abstandsquadratgesetz beeinflußt wird, kommt bei einer Bewegungsbestrahlung ein weiterer Faktor hinzu, der einer homogenen Dosisverteilung entgegenwirkt, sobald die Bestrahlungsverhältnisse nicht mehr rotationssymmetrisch gehalten werden können. Rotationssymmetrie ist unter praktischen Bedingungen jedoch sehr selten zu er-

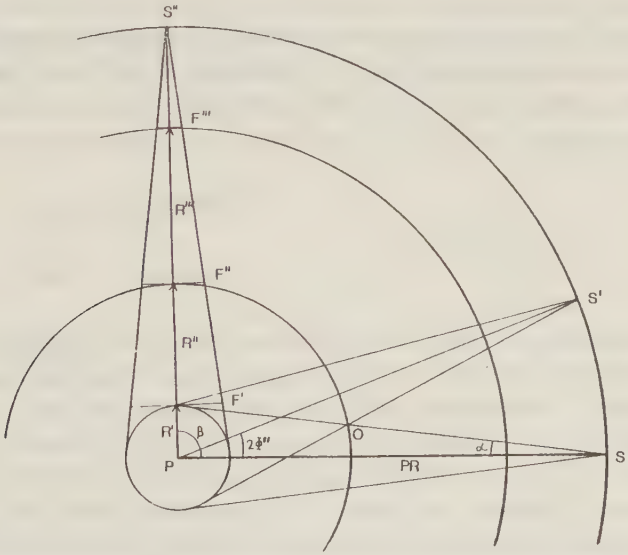


Abb.21 Bestrahlungsverhältnisse bei Rotationssymmetrie.P= Pendelzentrum, PR= Pendelradius, S= Streuzentrum, R= Phantomradius, F= Feldbreite, O= Oberflächenpunkt, 2α= Divergenzwinkel, β= Bestrahlungswinkel, 2Φ= Anteil von β während dem O von Strahlung getroffen wird.

reichen, so daß resultierende Dosisabweichungen in der Bestrahlungsplanung berücksichtigt oder wenn möglich durch geeignete Maßnahmen kompensiert werden müssen.

Ideale Verhältnisse einer kreiszylindrischen Symmetrie sind in der Abb.(21) skizziert. Das Phantom mit dem Radius R" wird unter dem Winkel β vom Elektronenstreuzentrum S aus bestrahlt, das sich mit fester Winkelgeschwindigkeit und Pendelradius PR um das Pendelzentrum P dreht. Dabei bewegt sich S über S´ nach S". Die primäre (bei konstantem FHA gemessene) Feldverteilung ist als rechteckig angenommen und hat die Feldbreite F" (F´,F"') im Abstand R" (R´,R"') vom Pendelzentrum P aus. Ein Punkt O der Oberfläche ist nun so lange Strahlung ausgesetzt, wie sich das Feld F" über ihn hinwegbewegt. Die Dosisleistung ist dabei dem Quadrat des Abstandes OS umgekehrt proportional, während die Dauer der Exposition wegen der festen Winkelgeschwindigkeit des Streuzentrums nur von dem Winkel 2φ" abhängig ist, unter dem F" vom Pendelzentrum aus erscheint. Für die Gesamtdosis im Punkte O gilt:

$$(1) \qquad D_O = K \cdot \phi'' \cdot (OS)^{-2}$$

K = Konstante

D_O = Dosis im Punkte O

Die Problematik einer Pendelbestrahlung wird deutlich, wenn man die Verhältnisse für verschiedene Phantomradien miteinander vergleicht. Für das Phantom mit dem Radius R"' in Abb.(21) ist einerseits der Abstand zum Streuzentrum gering mit der Folge einer hohen Dosisleistung. Auf der anderen Seite erscheint das Feld F"' unter einem sehr viel kleineren Winkel φ, der die Dauer der Bestrahlung herabsetzt. Für kleinere Radien kann analog argumentiert werden, wobei der Sonderfall für Radien r kleiner als R´ zu beachten ist, bei dem die Punkte der Oberfläche während der gesamten Bestrahlungszeit innerhalb des Feldes F liegen, bzw. der Winkel $2\phi = 180^{\circ}$ ist. Können Absorptionsphänomene vernachlässigt werden,

oder ist von totaler Absorption in der Oberfläche des Phantoms auszugehen, so ist die Dosis nur noch vom Abstand OS abhängig. Mit einer einfachen Näherung (s. Absatz 4.3.2) veranschaulicht Abb.(22) diese Zusammenhänge. Für kleine Radien r< R< PR/2 überwiegt der Einfluß der Bestrahlungsdauer, bei R> PR/2 ist die Abhängigkeit nach dem Abstandsquadratgesetz bestimmend. Beim Radius R≈ PR/2 wird die Oberflächendosis minimal. Bei einem Bestrahlungsobjekt, dessen Oberfläche keinen festen Abstand mehr zum Streu- bzw. Pendelzentrum hat, wird also keine konstante Dosis über das gesamte Bestrahlungsfeld erzielt.

4.2. Versuchsaufbau

Als Meßphantom diente ein mit Wasser gefüllter Plexiglaszylinder von 30cm Durchmesser, der auf dem Lagerungstisch des Beschleunigers (Mullard SL75/20) aufgestellt, mühelos in alle Richtungen zu bewegen war. Die Oberflächendosis wur-

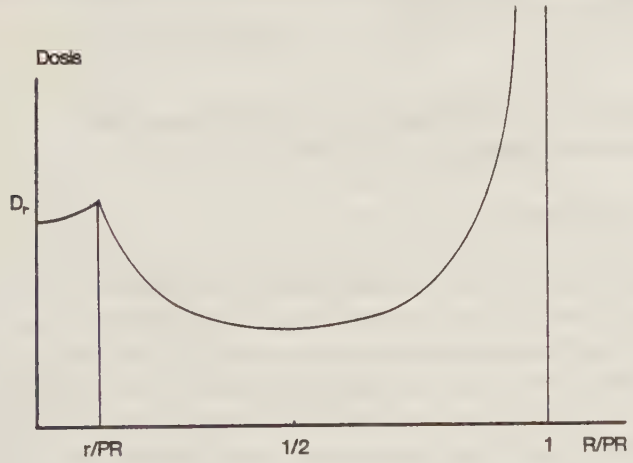


Abb.22 Abhängigkeit der Oberflächendosis vom Phantomradius R bei konstantem Pendelradius PR. Für R< r ist die Dosis aus dem Abstandsquadratgesetz berechenbar.

de mit einer Ionisationskammer an jeweils fünf Zentimeter zirkulär voneinander entfernten Punkten auf dem Zylinder registriert. Das weitere Vorgehen sei an Hand der Skizze in Abb.(23) erläutert: Das Phantom wurde mit 6 MeV Elektronen, die auf ein Feld von 6,5cm x 22cm bei einem FHA von 85cm ausgeblendet waren, unter einem Winkelbereich von 240° symmetrisch zur Senkrechten bestrahlt. Der Pendelradius ist bauartbedingt auf 1m festgelegt: Dosisleistung des Beschleunigers und Winkelgeschwindigkeit des Strahlerkopfes blieben während der ganzen Versuchsreihe unverändert. Stimmen nun Pendelzentrum und Phantommittelpunkt überein, besteht völlige Rotationssymmetrie. Um die Messungen mit Berechnungen für unterschiedliche Hautabstände vergleichen zu können, wurde eine Variation der Entfernungsparameter dadurch erreicht, daß das Phantom von Messung zu Messung um steigende Beträge der Exzentrizität in einer der vier Hauptrichtungen verschoben wurde. Den Aufbau erleichterte eine Zentriereinheit, die mit Hilfe gekreutzter Laser- Lichtquellen ermöglichte, den Standort relativ zum Pendelzentrum auf etwa 2mm genau einzurichten.

4.3 Meßergebnisse und rechnerische Bestimmung der Oberflächendosis.

4.3.1. Meßergebnisse.

Abb.(24) bis Abb.(26) zeigen die Dosisverteilung auf der Oberfläche des Zylinderphantoms relativ zum gemessenen Maximalwert. Die Kurvenparameter geben jeweils den Abstand der Phantomachse vom Pendelzentrum bei einer Verschiebung nach links (Abb.(24)), nach unten (Abb.(25)) und nach oben (Abb.(26)) an. Eine Verschiebung nach rechts ergibt ein der Abb.(24) spiegelsymmetrisches Bild.

Die Messungen bestätigen, daß die Dosis bei Verringerung des Abstandes der Oberfläche vom Pendelzentrum stark an-

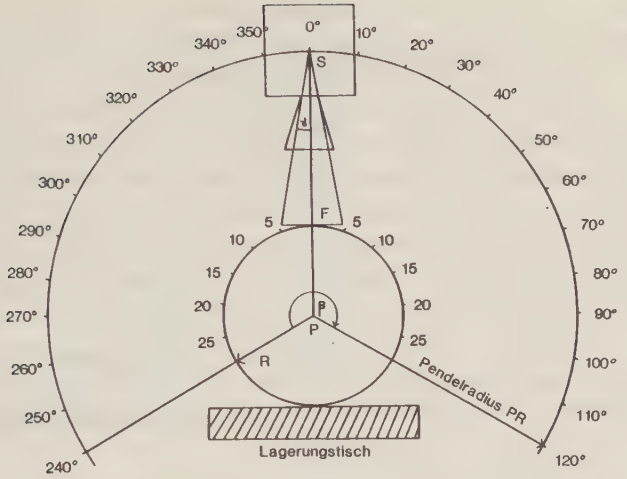


Abb.23 Skizze zur Elektronenbewegungsbestrahlung. R= Phantomradius, P= Pendelzentrum, S= Streuzentrum, β = Bestrahlungswinkelbereich, F=Feldbreite in 85cm Abstand von S. Die Zahlen am Phantomumfang markieren die Meßpunkte.

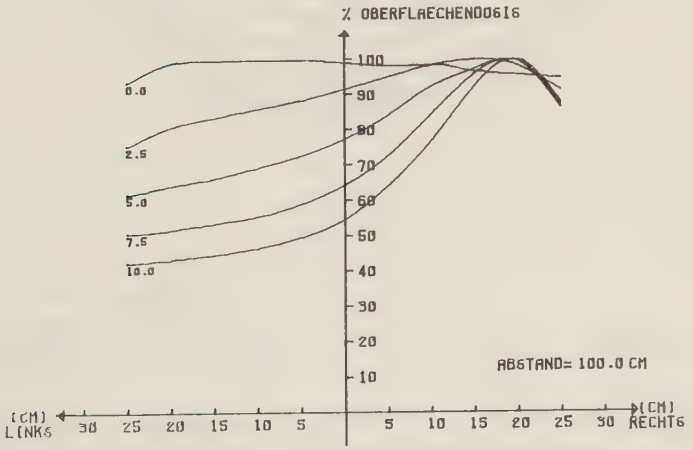


Abb.24 Zirkuläre Oberflächendosis des Zylinderphantoms für verschiedene Auslenkungen vom Symmetriepunkt nach links als Parameter. PR= 100cm.

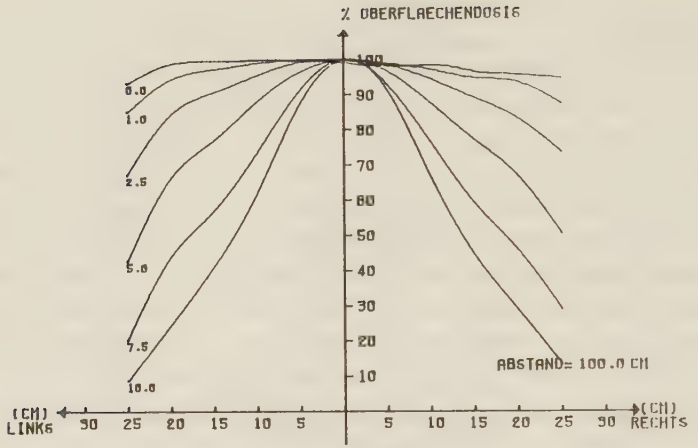


Abb.25 Zirkuläre Oberflächendosis des Zylinderphantoms für verschiedene Auslenkungen vom Symmetriepunkt nach unten als Parameter. PR= 100cm.

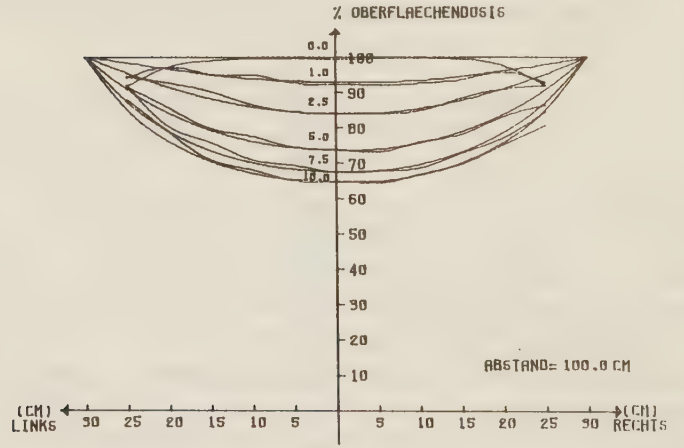


Abb.26 Oberflächendosis des Zylinderphantoms für verschiedene Auslenkungen vom Symmetriepunkt nach oben als Parameter. Zusätzlich eingezeichenet sind die bis 30cm links u. rechts berechneten Dosisverläufe. PR= 100cm.

steigt, und der aus dem Abstandsquadratgesetz resultierende Abfall unter diesen Bestrahlungsbedingungen weit überkompensiert wird.

Die Kurvenverläufe der Abb.(24) und Abb.(25) sollten aus einfachen Überlegungen heraus durch Verschieben um ein Viertel des Phantomumfanges ineinander überführbar sein. Diese Kongruenz wird im wesentlichen durch den besonders in Abb.(25) gut zu erkennenden Dosisabfall an den jeweiligen Meßgrenzen verhindert. Die Dosisverteilung des Feldes hat nämlich nicht das in der Betrachtung des Absatzes 4.1 vorausgesetzte rechteckige Profil von 6,5cm Breite sondern liefert auch 2- 3 Meßpunkte, also 10cm bis 15cm außerhalb des Feldes meßbare Dosiswerte.

4.3.2. Rechnerische Bestimmung der Oberflächendosis.

Eine über die Betrachtungen des Absatzes 4.1 hinausgehende Überlegung zeigt, daß die Oberflächendosis nur durch eine Summation aller Beiträge aus den verschiedenen Bestrahlungsrichtungen β (Abb.(28)) zu ermitteln ist. Mit den Bezeichnungen der Abb.(27) gilt unter ansonsten gleichen Voraussetzungen für die Dosis eines Oberflächenpunktes O":

$$(2) \qquad D_{O"} = \int_{-\Phi}^{+\Phi} \frac{k \cdot PR^2}{O"S^2} \, d\varphi$$

Dabei ist k die Dosis im Pendelzentrum P pro Grad Strahlerkopfbewegung; im Winkelbereich $-\Phi$ bis $+\Phi$ wird der Punkt O" von Strahlung getroffen. Der Abstand O"S des Oberflächenpunktes vom Streuzentrum ändert sich mit der Bestrahlungsrichtung und kann aus

$$(3) \qquad O"S = \sqrt{(PR - R \cdot \cos\varphi)^2 + R^2 \cdot \sin^2\varphi}$$

bestimmt werden. Der Winkel Φ ist vom Abstand des Punktes O vom Pendelzentrum P - für O" ist dieser mit dem Phantomradius R identisch- und von der Divergenz 2α des Elektronenbündels abhängig und unterliegt der Beziehung

$$(4) \qquad \sin\Phi + tg\alpha \cdot \cos\Phi = \frac{PR \cdot tg\alpha}{R} \; .$$

Dieses Gleichungssystem ist nur mit erheblichem mathematischen Aufwand lösbar. Bei der kleinen Divergenz des Elektronenbündels üblicher Bewegungsbestrahlungen kann jedoch von Winkeln φ ausgegangen werden, die wesentlich kleiner

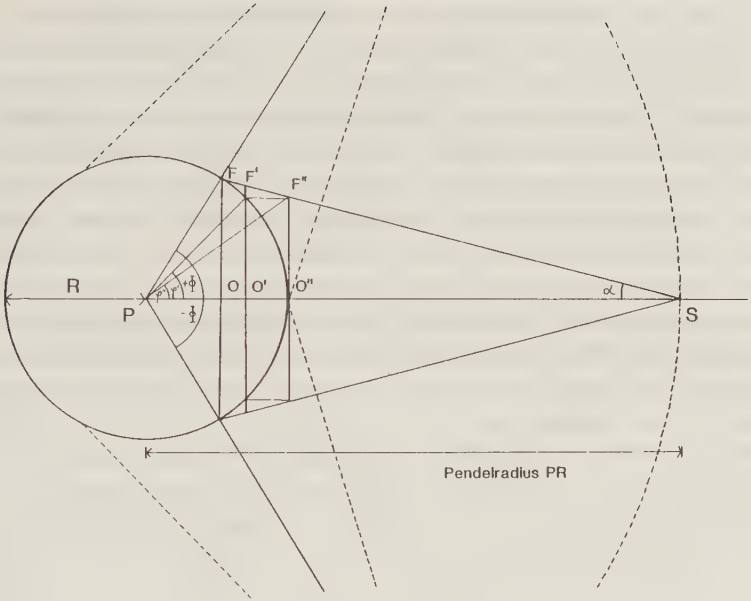


Abb.27 Skizze zur Berechnung der Oberflächendosis bei Bewegungsbestrahlungen. F= Feldbreite, O"= Oberflächenpunkt, 2α= Divergenzwinkel des Elektronenbündels, Φ = Winkel unter dem F/2 von P aus erscheint= Grenzwinkel von φ.

als eins sind. Damit ist $R \cdot \sin\varphi$ gegenüber dem Klammerausdruck in Gleichung (3) zu vernachlässigen und $R \cdot \cos\varphi \approx R$ zu setzen. Gleichung (2) vereinfacht sich mit dieser Näherung zu

$$(5) \qquad D_{O''} = \int_{-\Phi}^{+\Phi} \frac{k \cdot PR^2}{(PR - R)^2} \, d\varphi = \frac{2k \cdot PR^2}{(PR - R)^2} \, \Phi$$

und ist damit mit der Gleichung (1) identisch, in der die Konstante nach $K = k \cdot 2 \cdot PR^2$ ersetzt werden kann. Anschaulicher bedeutet diese Vereinfachung die Annahme eines kon-

stanten Bestrahlungsabstandes für jeden Oberflächenpunkt.

Die Berechnung des Winkels Φ kann mit Hilfe des folgenden Iterationsverfahrens vorgenommen werden: F" ist durch die bekannte Divergenz 2α und Bestrahlungsabstand O"S berechenbar. Verschiebt man nun F" zu F' und ermittelt φ' und O'S über die trigonometrischen Grundfunktionen, kann die tatsächliche Feldgröße F' im Abstand O'S bestimmt werden, mit der wiederum wie beschrieben verfahren wird. So läßt sich iterativ der Winkel Φ beliebig genau angeben. Als Bestrahlungsabstand ist dann sinnvollerweise das arithmetische Mittel (OS+ O"S)/2 zu wählen. Nach der zweiten Iteration beträgt die Abweichung unter 1%, so daß hier ohne weiteres abgebrochen werden kann.

Für die allgemein gebräuchlichen Bestrahlungsparameter ist wiederum $\alpha << 1$ und $\Phi << 1$ anzunehmen. Unter diesen Umständen vereinfacht sich Gleichung (4) zu

$$\Phi + \alpha = \frac{PR \cdot \alpha}{R}$$

und Gleichung (5) zu

$$D_{O"} = \frac{2k \cdot PR^2 \cdot \alpha}{R \cdot (PR - R)} \qquad (6)$$

Die Oberflächendosis hängt damit bei konstantem Pendelradius nur noch von der Tiefenlage des Pendelzentrums im Phantom ab.

4.4. Rechnerische Bestimmung der Inhomogenitäten und Vergleich mit dem Experiment.

Die experimentelle Situation zeigt Abb.(28). Das Phantom ist um die Exzentrizität E aus dem Pendelzentrum herausgerückt. Der Phantomradius R muß hier durch die Variable s ersetzt werden, die die Tiefenlage des Pendelzentrums P im Phantom angibt. s ist für feste E und R mit dem Winkel veränderlich und aus ihm berechenbar. Die Winkel β selbst können entweder direkt über den Pendelwinkel am Beschleuniger abgelesen, oder besser durch eine einfache Beziehung aus dem zugehörigen Bogen bestimmt werden.

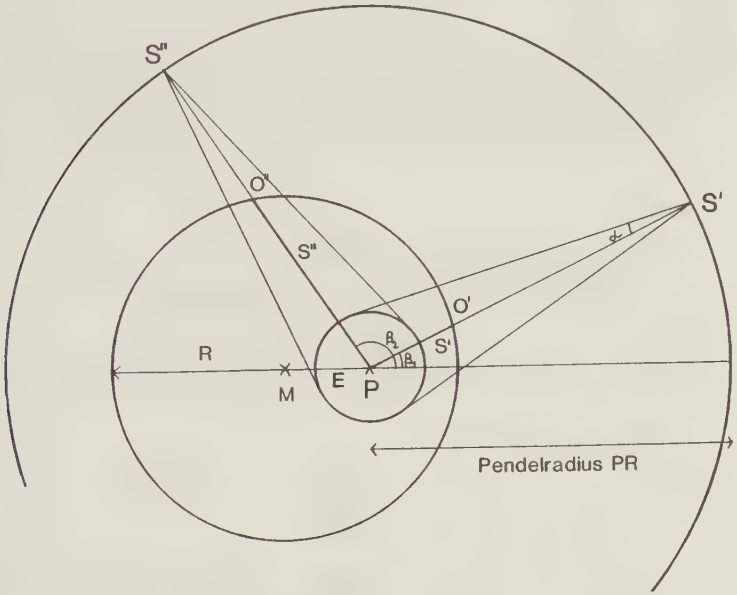


Abb.28 Skizze zur Bestimmung der Oberflächendosis bei nicht mehr symmetrischen Verhältnissen. M= Phantommittelpunkt; S= Streuzentrum: s= Tiefenlage des Pendelzentrums P; β= momentaner Bestrahlungswinkel; E= Abstand zwischen M und P (Exzentrizität).

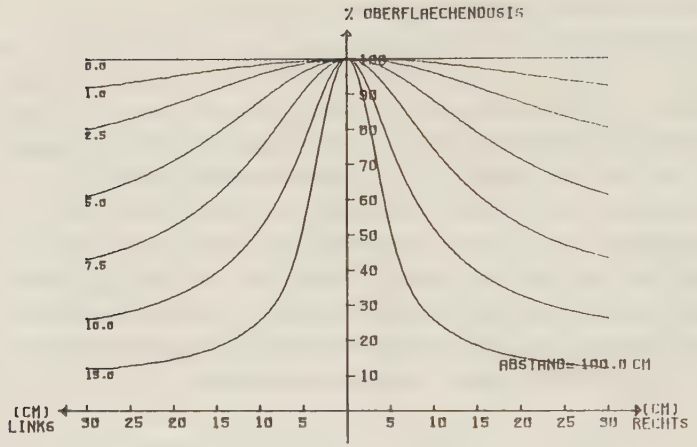


Abb.29 Berechnung der Oberflächendosis eines Zylinder-Phantoms durch eine Bewegungsbestrahlung für verschiedene Exzentrizitäten nach unten als Parameter.

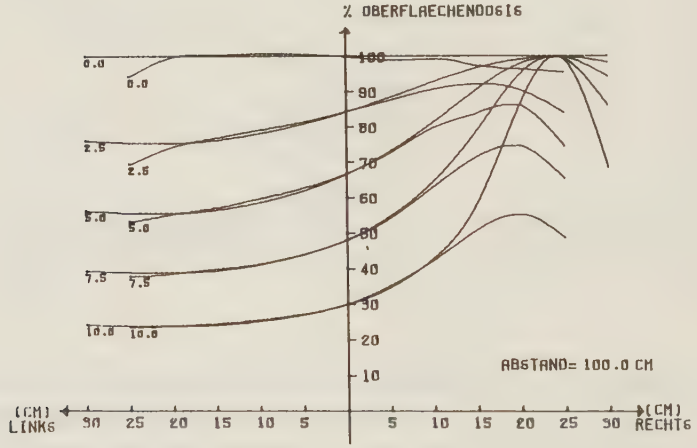


Abb.30 Vergleich der Berechnungen mit dem Experiment für verschiedene Exzentrizitäten nach links als Parameter. Bis 30cm links und rechts: berechnete Werte.

Unter den Voraussetzungen

1. Totale Absorption in der Oberfläche ohne Streuphänomene und
2. Rechteckige Felddosisverteilung

wurde mit zweifacher Iteration die Oberflächendosis berechnet. Für eine Verschiebung nach unten ist in Abb.(29) die Dosisverteilung mit verschiedenen Werten der Exzentrizität als Parameter aufgetragen.

Ein Vergleich mit dem Experiment aus der Abb.(25) zeigt außer dem diskutierten Dosisabfall an den Meßgrenzen bei ±25cm und ±30cm eine gute Übereinstimmung für nicht zu extreme Exzentrizitäten. Für E= 10cm fällt vor allen Dingen das verbreiterte Maximum auf, das auf nicht vernachlässigbare Streuphänomene besonders im Bereich geringer Tiefenlage des Pendelzentrums bei ±5cm hinweist. Allerdings entspricht einer Verschiebung um 10cm einer Variation von s zwischen 5cm und 25cm. Dies sind Extremwerte, die in der Praxis kaum zu erwarten sind, so daß deren Erörterung nur prinzipieller Natur ist.

Das Maß der Übereinstimmung wird besonders deutlich in der Abb.(30), in der für eine Auslenkung nach links eine Anpassung der experimentellen und theoretischen Daten beim Meßpunkt 0cm, also dem Ort größter zu erwartender Übereinstimmung, durchgeführt wurde.

Als Ergebnis bleibt insgesamt festzuhalten, daß die Vernachlässigung der Strahlengeometrie auch bei kleinen Abweichungen von der Rotationssymmetrie erhebliche Inhomogenitäten des Dosisverlaufes zur Folge haben kann, die mit dem vorgestellten Rechenmodell ausreichend gut beschrieben werden.

4.5. Kompensation der Inhomogenitäten und Erprobung am Ovalphantom.

Die Dosis D_O eines Oberflächenpunktes O variiert im wesentlichen mit der Tiefenlage des Pendelzentrums. Das Ausmaß dieser Abhängigkeit beschreibt der Differentialquotient dD/dR. Wird er ≈0, ist die Oberflächendosis weitgehend unabhängig von dem Ort des Pendelzentrums.
Mit der Gleichung (6) gilt:

$$\frac{dD_O}{dR} = -2k\alpha \cdot PR^2 \cdot (PR - 2R)/(PR \cdot R - R^2)^2 = 0$$

Daraus folgt sofort PR= 2R. Wird der Pendelradius also doppelt so groß wie der mittlere Durchmesser des Phantoms gewählt, sind die Einflüsse des Abstandsquadratgesetzes und der veränderlichen Einwirkungsdauer auf die Oberflächendosis gleich groß. Da sie auch entgegengesetzt sind, ist unter dieser Bedingung die größte Feldhomogenität zu erwarten. Dies bestätigt auch der Verlauf der Dosis in Abb.(22).

Für eine Exzentrizität von 5cm zeigt die Abb.(31) die berechnete Dosisverteilung für verschiedene Pendelradien. Bei PR= 30cm kann aus der Graphik der günstigste Verlauf abgelesen werden. Bei höheren Abständen liegt das Maximum auf der rechten Seite des Phantoms, entsprechend der für kleine s hohen Bestrahlungsdauer. Unterschreiten die Pendelradien das Optimum, so verschiebt sich das Dosismaximum wegen des sehr kleinen Abstandes Streuzentrum- Phantomoberfläche auf die Gegenseite des Phantoms.

Im Sinne eines möglichst homogenen Dosisverlaufes bei Verschieben des Phantoms nach links ist der Tabelle (3) der jeweils beste Pendelradius für verschiedene Exzentrizitäten zu entnehmen. Zusätzlich kann die gemittelte Gesamtdosis relativ zu symmetrischen Verhältnissen bei einem Pendelwinkel von 240° (Winkel β in Abb.(23)) abgelesen werden.

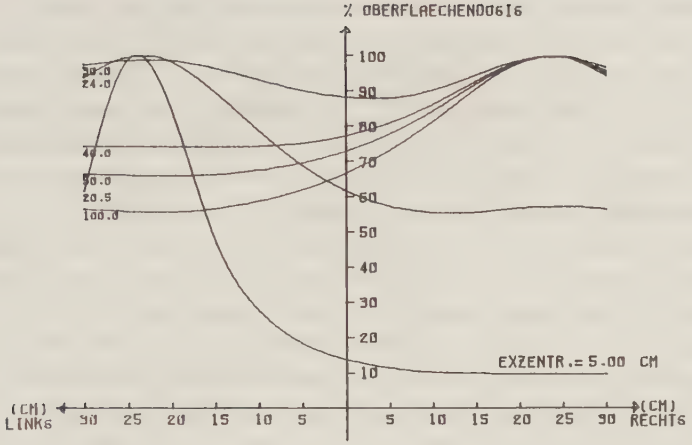


Abb. 31 Berechnung der Oberflächendosis eines Kreiszylinderphantoms bei Verschiebung um 5cm aus der Symmetrieachse für verschiedene Pendelradien als Parameter.

Tabelle 3 Optimale Pendelradien für möglichst homogene Dosisverteilungen bei Verschieben des Phantoms aus der Symmetrieachse nach links.

EXZENTRIZITAET (CM)	RELATIVE DOSISHOMOGENITAET (%)	OPTIMALER ABSTAND (CM)
.00	100.00	30.00
.50	99.93	30.00
1.00	99.77	30.00
1.50	99.52	30.00
2.00	99.17	30.00
2.50	98.72	30.00
3.00	98.17	30.00
3.50	97.51	30.00
4.00	96.73	30.00
4.50	95.82	30.00
5.00	94.77	30.00
5.50	93.56	30.00
6.00	92.22	29.50
6.50	90.89	29.50
7.00	89.44	29.50
7.50	87.86	29.50
8.00	85.92	29.50
8.50	92.37	29.50
9.00	79.20	29.00
9.50	73.72	29.00
10.00	70.50	29.00

Die Radien ändern sich selbstverständlich mit dem Pendelwinkel und auch mit der Richtung der Verschiebung aus der Symmetrieachse, wie im Vergleich Tabelle (4) zeigt, in der analog die Rechenergebnisse für eine Abweichung nach unten aufgelistet sind. Eine Gesamtübersicht der berechneten Dosisverteilungen geben die Graphiken im Anhang für verschiedene Exzentrizitäten und Pendelradien.

Um einen Eindruck von den Verhältnissen in der klinischen Praxis zu haben, wurde ein mit Wasser gefülltes Plexiglasphantom mit den angenäherten Ausmaßen eines menschlichen Thoraxes bestrahlt und mit der Dosisverteilung des Kreiszylinderphantoms verglichen. Das Pendelzentrum lag in der Mitte des senkrechten Durchmessers. Die Aufstellung und Abmessungen beider Phantome sind aus der Abb.(32) ersichtlich.

Das Meßergebnis zeigt Abb.(33) auf den Maximalwert normiert im Vergleich zu den errechneten Dosisverläufen. Wie

Tabelle 4 Optimale Pendelradien für möglichst homogene Dosisverteilungen bei Verschieben des Phantoms aus der Symmetrieachse nach unten.

EXZENTRIZITAET (CM)	RELATIVE DOSISHOMOGENITAET (%)	OPTIMALER ABSTAND (CM)
.00	100.00	30.00
.50	99.95	29.50
1.00	99.82	29.50
1.50	99.67	29.00
2.00	99.33	29.00
2.50	99.06	28.50
3.00	98.48	28.50
3.50	97.98	28.00
4.00	97.21	28.00
4.50	96.31	27.50
5.00	95.44	27.50
5.50	93.89	27.00
6.00	92.98	27.00
6.50	90.82	27.00
7.00	89.45	26.50
7.50	86.39	26.50
8.00	83.74	26.00
8.50	79.02	25.50
9.00	74.80	25.50
9.50	74.17	25.50
10.00	74.25	25.50

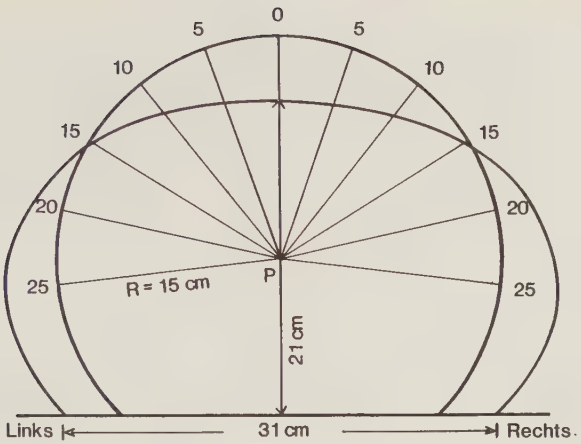


Abb.32 Abmessungen und Aufstellung des Kreiszylinder- und Ovalphantoms. Auf dem Umfang des Kreiszylinders sind die Meßpunkte markiert. P= Pendelzentrum.

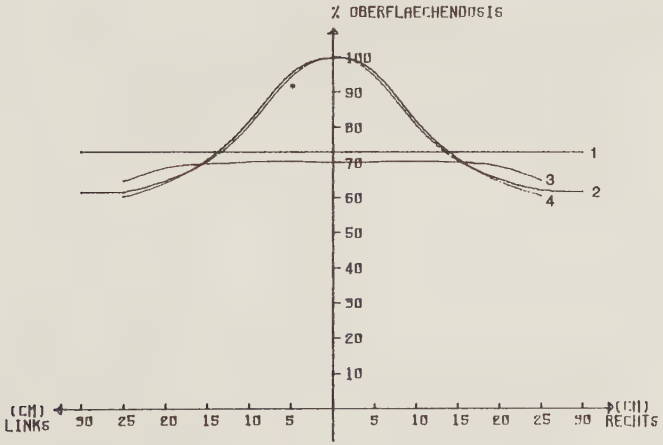


Abb.33 Vergleich der Oberflächendosis von Kreiszylinder(1,3) und Ovalphantom(2,4). Rechnerisch: 1,2: Experimentell: 3,4.

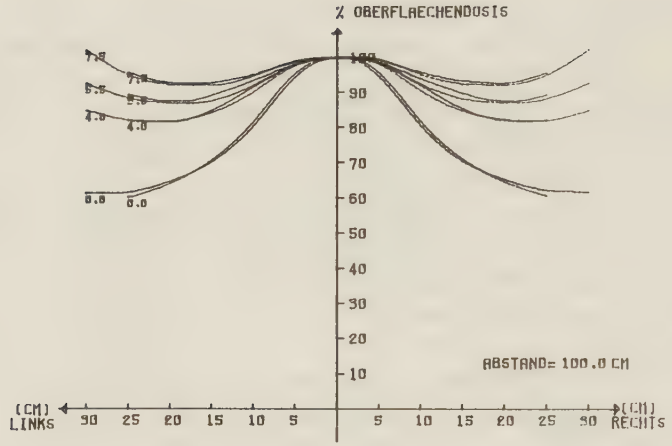


Abb.34 Oberflächendosis des Ovalphantoms bei Verschiebung nach oben. Zwischen ±30cm berechnet, zwischen ±25cm experimentell.

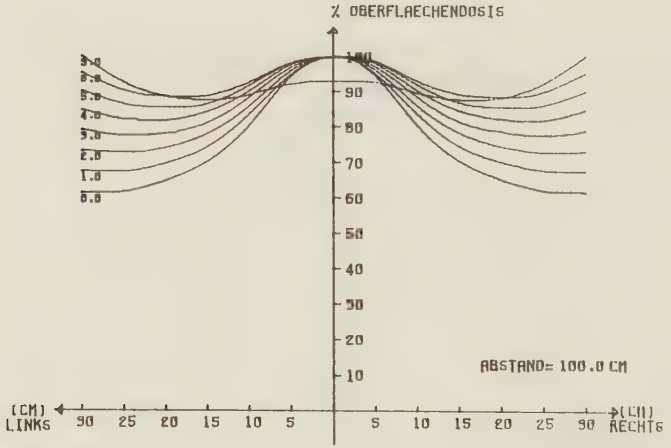


Abb.35 Homogenisierung der Oberflächendosis des Ovalphantoms bei Verlagerung des Pendelzentrums in größere Tiefe. Parameter: Abstand vom Phantommittelpunkt.

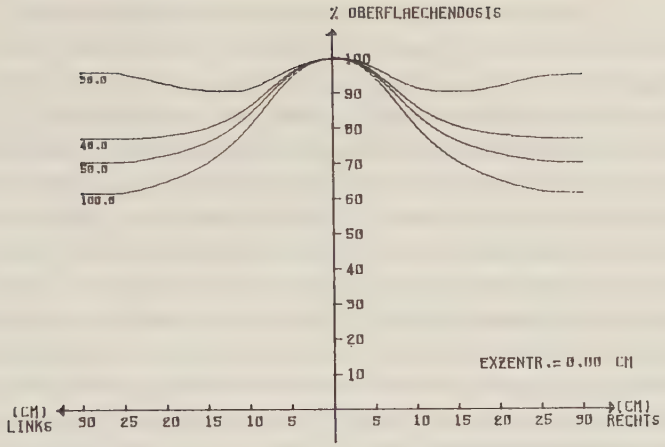


Abb.36 Oberflächendosis des Ovalphantoms für verschiedene Pendelradien. Pendelzentrum im Phantommittelpunkt.

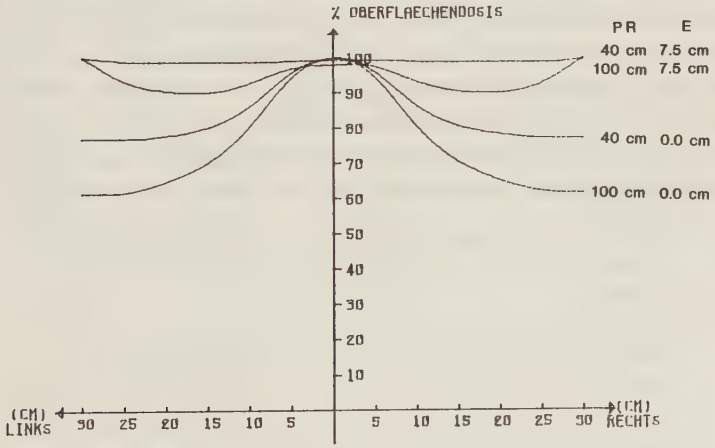


Abb.37 Oberflächendosis des Ovalphantoms für vier Kombinationen von Pendelradius (PR) und Tiefe im Phantom (Exzentrizität E nach oben).

erwartet steht der homogenen Oberflächendosis des Kreiszylinderphantoms die an den Rändern bis auf 60% des Maximums abgefallene Dosis des Ovalphantoms gegenüber. Beide Kurven schneiden sich bei den Meßpunkten ±15cm, den Schnittpunkten der Querschnitte in Abb.(32). Der Dosisabfall an den Feldgrenzen bei den experimentellen Ergebnissen wurde schon diskutiert, ebenso der breitere Dosisverlauf des Ovalphantoms in der Umgebung des Maximums. Die Differenz zwischen Experiment und Rechnung summiert sich auf insgesamt 3%,dem Abstand der Kurven 1 und 3 in Abb.(33). Die Abb.(34) belegt auch für unterschiedliche Tiefenlagen des Pendelzentrums im Ovalphantom die Übertragbarkeit der Rechenergebnisse auf die Praxis. Als Anwendungsbeispiel sei die rechnerische Homogenisierung der Oberflächendosis eines Thoraxes bei zirkulärer Bewegungsbestrahlung untersucht. Abb.(35) und Abb.(36) zeigen die Felddosis für verschiedene Lagen des Pendelzentrums bzw. für vier unterschiedliche Abstände des Thoraxes vom Divergenzpunkt. Unter Berücksichtigung der Ergebnisse der vorangegangenen Kapitel ergab die Berechnung einen optimalen Dosisverlauf bei einer Verschiebung des Pendelzentrums um 7,5cm zu grösserer Tiefe im Thorax bzw. 40cm Abstand zwischen ihm und dem Elektronenstreuzentrum. Die Auswirkung dieser Bestrahlungsparameter auf die Homogenität ist aus der Abb.(37) ersichtlich. Die geschilderten Dosisdifferenzen von etwa 40% lassen sich durch geschickte Wahl der Bestrahlungsvariablen auf weniger als 1% senken.

4.6. Energiebestimmung der Elektronenstrahlung.

Die Energie der Elektronen ist bei gleicher Sollenergie von 6 MeV im Vergleich zur Ganzkörperbestrahlung höher wegen der fehlenden Schwächung in Luft bei kleineren Bestrahlungsabständen. Abb.(38) zeigt den Tiefendosisverlauf in Aluminium und Thermodet. Die Auswertung der Schwächung in Aluminium nach Markus (5) ergibt eine Energie von 5,7 MeV für die Elektronen. Entsprechend des Absatzes 3.3.3 liegt die 80%- Isodose in Thermodet bei 1,8 cm und die praktische Reichweite bei 2,8cm. Die Strahlung dringt wiederum im Vergleich zur Ganzkörperbestrahlung hier tiefer in das Gewebe ein. Selbstverständlich kann aber auch hier der Tiefendosisverlauf in gleicher Weise durch eine Abschirmung aus Plexiglas entsprechender Dicke beeinflußt werden.

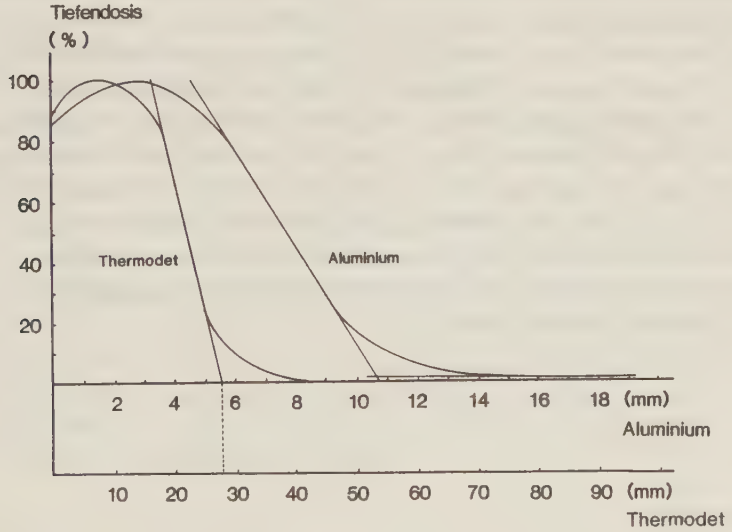


Abb.38 Tiefendosisverlauf in Aluminium und Thermodet von Elektronen mit 6 MeV Sollenergie bei 85cm Bestrahlungsabstand. Durch die Geraden ist jeweils die Praktische Reichweite im Phantommaterial festgelegt.

4.7. Diskussion

Elektronenbewegungsbestrahlungen werden im Sinne einer ausreichend homogenen Feldverteilung um so problematischer, je ausgeprägter die Tiefenlage des Isozentrums im Bestrahlungsobjekt variiert, da sie bei üblichen Anordnungen maßgebend die Bestrahlungsdauer des zugehörigen Oberflächenabschnittes und damit dessen Dosisbelastung bestimmt. Das Rechenmodell gibt das Experiment hinreichend genau wieder, um nachzuweisen, daß für jedes Bestrahlungsobjekt ein Pendelradius existiert und angegeben werden kann, der diese Inhomogenitäten optimal ausgleicht. Voraussetzung ist jedoch eine Beschleunigeranlage, die es im Gegensatz zu den bisher bestehenden ermöglicht, den Abstand des Divergenzpunktes frei zu wählen. Von der physikalischen Seite dürfte dem nichts entgegenstehen. Es bleibt abzuwarten, wieweit die technischen Probleme zu lösen sind.

Das Beispiel einer simulierten Thoraxbestrahlung zeigt, daß auch schon bei derzeitigen Anlagen eine Optimierung der Dosisverteilung durch sorgfältige Wahl des Pendelzentrums erreicht werden kann. Umgekehrt offenbaren die Untersuchungen aber auch, daß ein leichtfertiges Vorgehen bei der Einstellung und Lagerung der Patienten erhebliche Strahlenbelastungen zur Folge haben kann, die die Mühen einer verantwortungsvollen Bestrahlungsplanung schnell wirkungslos werden lassen.

5. Zusammenfassung.

Zur Behandlung dissiminierter, maligner Prozesse im Bereich des Integumentes werden hochenergetische Elektronen mit Energien von wenigen MeV eingesetzt. Das Problem dieser Bestrahlungen liegt neben der Wahl von Energie und Dosis vor allem in der Bereitstellung ausreichend großer Felder genügend homogener Strahlungsverteilung. Hierzu werden mögliche Alternativen zusammengestellt und diskutiert. Es zeigt sich, daß große, homogene Felder am ehesten unter großen Bestrahlungsabständen zu erreichen sind- mit konsekutiv geringer Dosisleistung bzw. sehr hoher Bestrahlungsdauer. Unter kleineren Abständen fällt die Dosis besonders an den Feldrändern ab. Hier kann sie jedoch durch seitliches Anbringen von geeigneten Streumaterialien in der Grössenordnung von 10% beeinflußt werden. Der Zusatz der Streuelektronen hat keinen wesentlichen Einfluß auf die Energieverteilung der Elektronenstrahlung.

Für die Bestrahlung des Rumpfes allein erscheint eine Bewegungsbestrahlung um die Körperachse sinnvoller. Die Homogenität eines derartigen Feldes wird durch fehlende Rotationssymmetrie gestört. An Hand eines Rechenmodells werden die Dosisverläufe für verschiedene Bestrahlungsgeometrien berechnet und gezeigt, daß die Dosis desto inhomogener wird, je kleiner die Relation zwischen Tiefenlage des Isozentrums und dem Fokus- Haut- Abstand ist. Sind beide Parameter gleich groß, wird die Abhängigkeit von der Bestrahlungsgeometrie minimal. Am Beispiel einer simulierten Thoraxbestrahlung wird der Nutzen einer in diesem Sinne optimalen Bestrahlungsplanung belegt.

Literaturverzeichnis

1. C.J.Karzmark, R.Loevinger, R.E.Steele, M.Weissbluth:
A Technique for Large-Field,Superficial Electron Therapie
Radiology 74 (1960): 633- 643

2. V.Page, A.Gardner, C.J.Karzmark:
Patient Dosimetrie in the Electron Treatment of Large Superficial Lesions
Radiology 94 (1970): 635- 641

3. G.R.Edelstein, T.Clark, J.G.Holt:
Dosimetry for Total- Body Electron- Beam Therapie in the Treatment of Mycosis Fungoides
Radiology 108 (1973): 691- 694

4. L.Szur:
The Treatment of Mycosis Fungoides and Related Conditions with Particular Emphasis on Electron Therapie
Br.J.Cancer 31 (1975): Suppl.II, 368- 377

5. B.Markus:
Energiebestimmung schneller Elektronen aus Tiefendosiskurven
Strahlenther. 116 (1961): 280

6. R.T.Hoppe, Z.V.Fuks, M.A.Bagshaw:
The Rationale for Curative Radiotherapie in Mycosis fungoides.
Int.J.Radiation Onkologie Biol. Phys.2 (1977): 843- 851

7. U.Späth, K.Heuß, W.Hoeffken:
Zur Anwendung schneller Elektronen in der Oberflächentherapie
Strahlentherapie 145 (1973): 269- 276

8. W.Sewchand, F.M.Khan, J.W.Williamson:
Total- Body Superficial Electron- Beam Therapy Using a Multiple- Field Pendulum- Arc Technique
Radiology 130 (1979): 493- 498

Anhang

Auf den folgenden Seiten sind die berechneten Dosisverläufe für das Kreiszylinderphantom zusammengestellt. Der "Abstand" gibt dabei die Entfernung zwischen Divergenzpunkt und Isozentrum an. Die "Exzentrizität" ist die Differenz zwischen Phantommittelpunkt und Isozentrum.

Teil A Verschiebung des Phantoms nach links aus der Symmetrieachse.

Teil B Verschiebung des Phantoms nach unten aus der Symmetrieachse.

Teil C Felddosisverlauf für verschiedene Exzentrizitäten und Abstände.

Teil A:

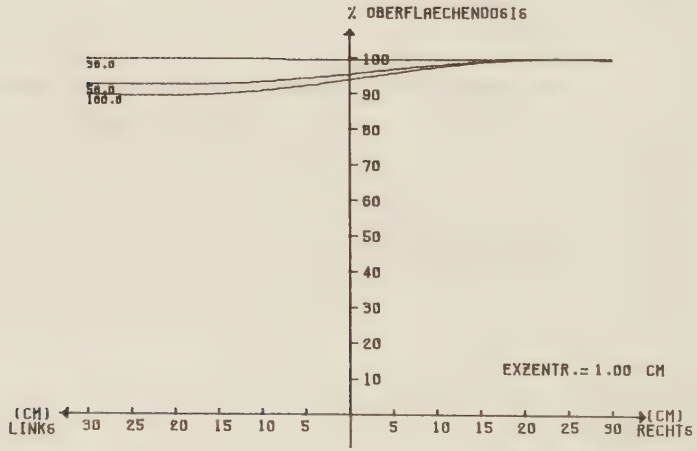


Abb.I Verschiebung nach links, Abstand als Parameter

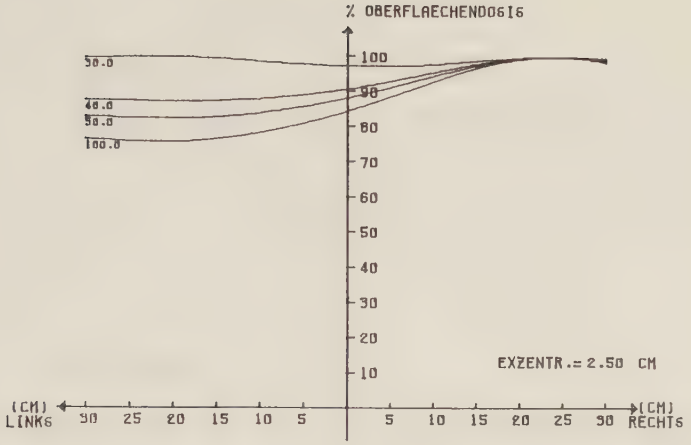


Abb.II Verschiebung nach links, Abstand als Parameter

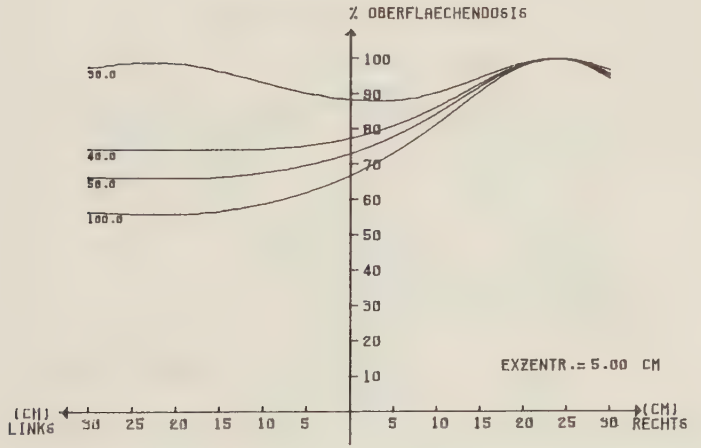


Abb.III Verschiebung nach links, Abstand als Parameter

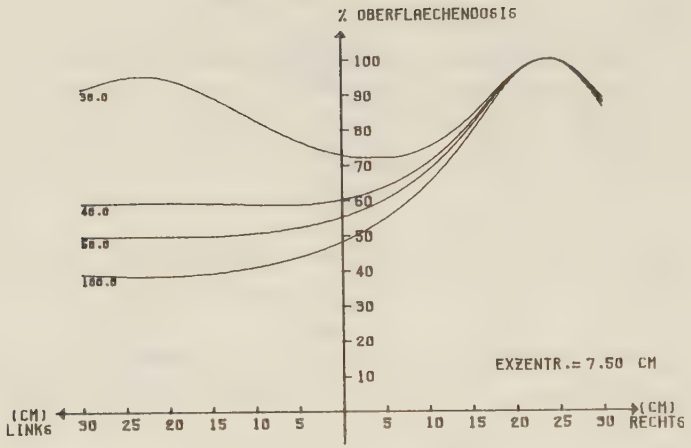


Abb.IV Verschiebung nach links, Abstand als Parameter.

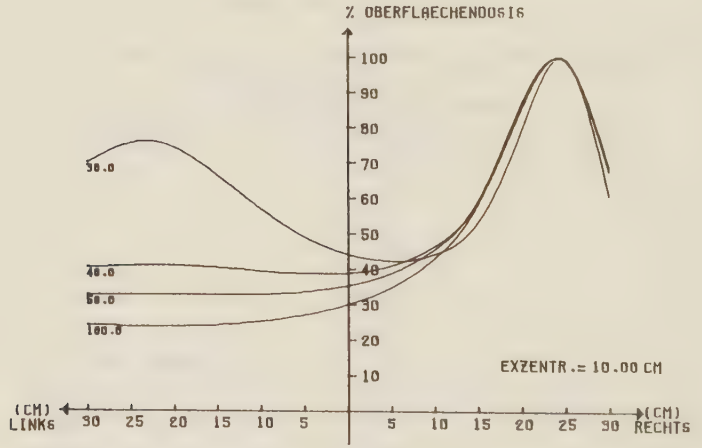


Abb.V Verschiebung nach links, Abstand als Parameter.

TEIL B:

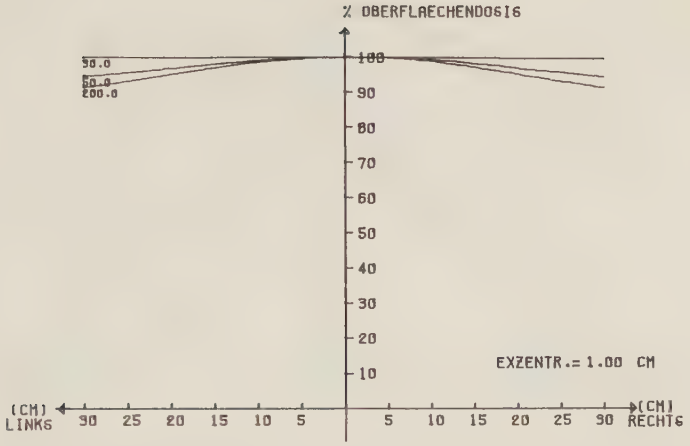


Abb.VI Verschiebung nach unten, Abstand als Parameter

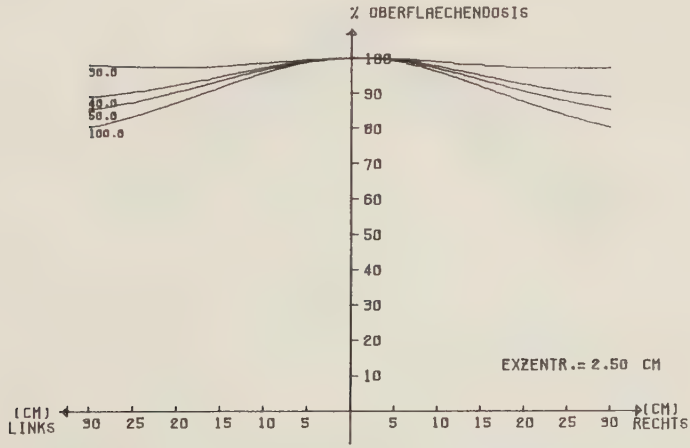


Abb.VII Verschiebung nach unten, Abstand als Parameter

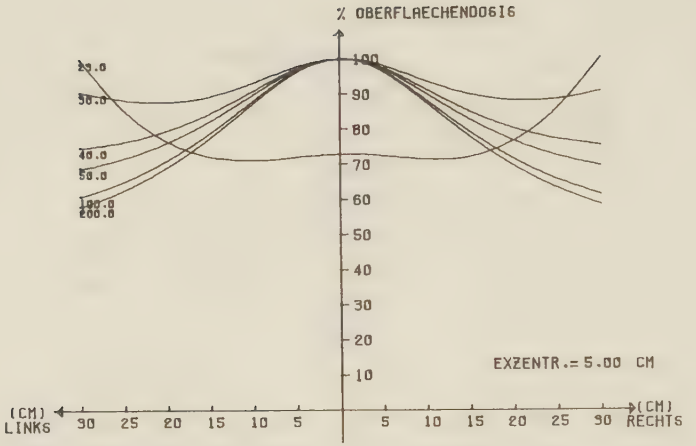


Abb.VIII Verschiebung nach unten, Abstand als Parameter

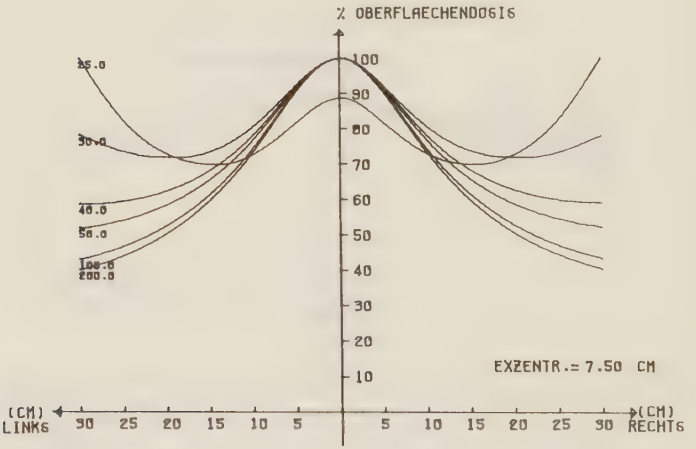


Abb.IX Verschiebung nach unten, Abstand als Parameter

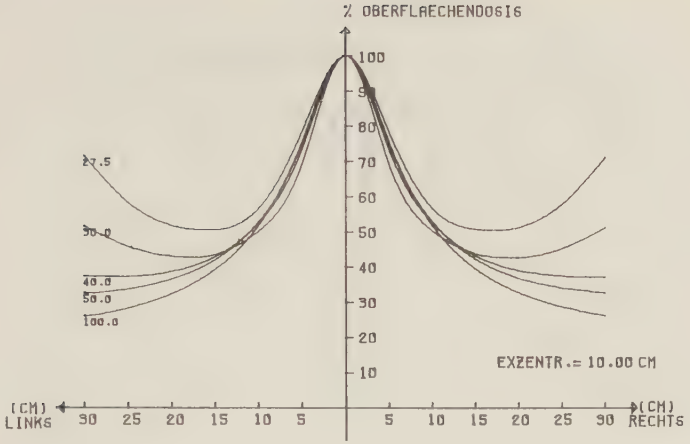


Abb.X Verschiebung nach unten, Abstand als Parameter

TEIL C:

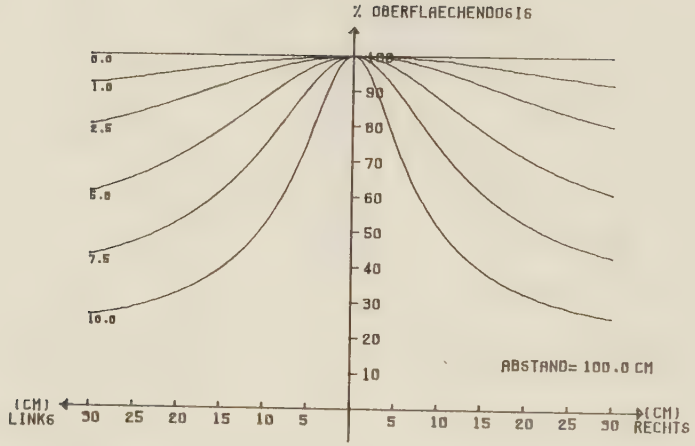


Abb.XI Verschiebung nach unten, Exzentrizität als Parameter

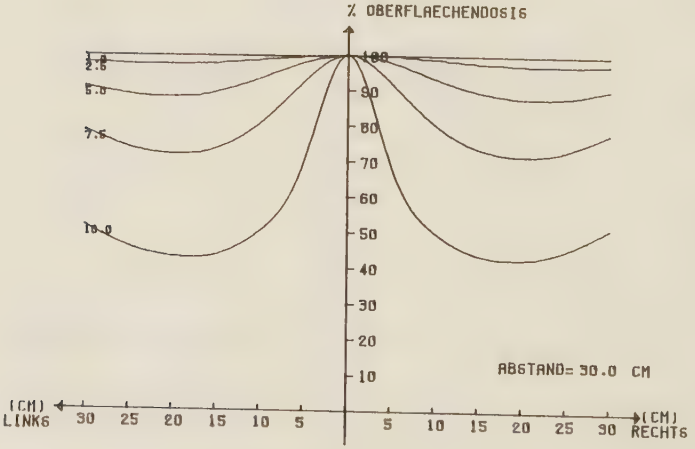


Abb.XII Verschiebung nach unten,Exzentrizität als Parameter

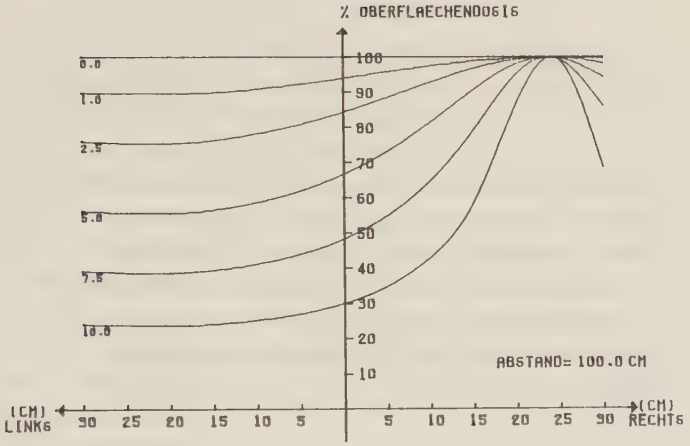


Abb.XIII Verschiebung nach links,Exzentrizität als Parameter

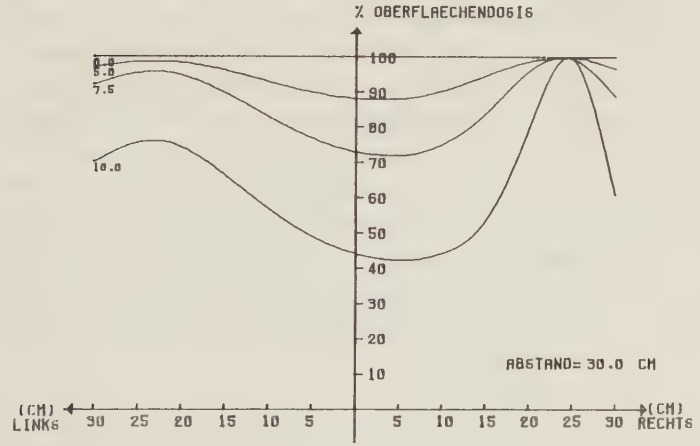


Abb.XIV Verschiebung nach links,Exzentrizität als Parameter

Mein tief empfundener Dank gilt meinem Doktorvater Professor Dr. G. Breitling, der nicht nur durch seine Unterstützung zum Gelingen der vorliegenden Arbeit beigetragen hat, sondern den ich darüber hinaus als meinen hervorragendsten akademischen Lehrer in Erinnerung behalten werde.

Nicht zuletzt möchte ich auch allen Kollegen und Mitarbeitern aus dem Strahleninstitut dafür Dank sagen, daß sie mir über die lange Zeit mit Rat und Tat zur Seite standen.

Lebenslauf

Am 17. Mai 1950 wurde ich, Hellmut Martens, als viertes Kind des Studiendirektors Dr.Johann Martens und seiner Ehefrau Lottelore geb. Burmeister in Wismar/Mecklenburg geboren.

Von 1955 bis 1959 besuchte ich die Grundschule und anschließend das Friedrich- Schiller- Gymnasium in Preetz/Holstein. Dort bestand ich am 16.Juni 1968 das Abitur.

Vom Juli 1968 bis Dezember 1969 leistete ich bei der Bundeswehr den Wehrdienst ab.

Mit dem Wintersemester 1969/70 begann ich an der Christians- Albrechts- Universtät in Kiel das Studium der Physik. Nach Bestehen des Vor- Diploms wechselte ich 1972 an die Eberhard- Karls- Universität in Tübingen, an der ich 1976 das Physik-Studium mit dem Diplom beendete.

In Tübingen lernte ich auch meine Frau Angela geb. Grohmann kennen. Wir heirateten am 9. Sept. 1977. Unser Sohn Daniel wurde im November des folgenden Jahres geboren.

Bereits zum Wintersemester 1975/76 hatte ich das Studium der Medizin aufgenommen, absolvierte im Sommer 1977 die Ärztliche Vorprüfung, im Sommer 1979 den ersten Teil, im Sommer 1981 den zweiten Teil der Ärztlichen Prüfung und beendete im Herbst 1981 das Medizin- Studium mit dem dritten Teil der Ärztlichen Prüfung, die ich am 21. Oktober 1981 in Tübingen bestand.